

UNIVERSIDADE TECNOLÓGICA FEDERAL DO PARANÁ
DAELT - DEPARTAMENTO ACADÊMICO DE ELETROTÉCNICA
CURSO DE ENGENHARIA DE CONTROLE E AUTOMAÇÃO

ELIEZER ANDRESSEN RIBEIRO
GABRIEL GALPERIN

GERADOR PIEZOELÉTRICO APLICADO A MARCAPASSO

TRABALHO DE CONCLUSÃO DE CURSO

CURITIBA
2019

ELIEZER ANDRESSEN RIBEIRO
GABRIEL GALPERIN

GERADOR PIEZOELÉTRICO APLICADO A MARCAPASSO

Trabalho de conclusão do curso de Graduação em Engenharia de Controle e Automação apresentado à disciplina de Trabalho de conclusão de curso 2, do Departamento Acadêmico de Eletrotécnica (DAELT) da Universidade Tecnológica Federal do Paraná (UTFPR) como requisito para obtenção do título de Engenheiro de Controle e Automação.

Orientador: Professor Dr. Eloi Rufato Junior
DAELT - Departamento Acadêmico de Eletrotécnica - UTFPR

CURITIBA
2019

Eliezer Andressen Ribeiro
Gabriel Galperin

GERADOR PIEZOELÉTRICO APLICADO A MARCAPASSO

Este Trabalho de Conclusão de Curso de Graduação foi julgado e aprovado como requisito parcial para a obtenção do Título de Engenheiro de Controle e Automação do curso de Engenharia de Controle e Automação do Departamento Acadêmico de Eletrotécnica (DAELT) da Universidade Tecnológica Federal do Paraná (UTFPR).

Curitiba, 19 de novembro de 2019.

Prof. Paulo Sérgio Walenia, Esp.
Coordenador de Curso
Engenharia de Controle e Automação

Prof. Marcelo de Oliveira Rosa, Dr.
Responsável pelos Trabalhos de Conclusão de Curso
de Engenharia de Controle e Automação do DAELT

ORIENTAÇÃO

Eloi Rufato Junior, Dr.
Universidade Tecnológica Federal do Paraná
Orientador

BANCA EXAMINADORA

Eloi Rufato Junior, Dr.
Universidade Tecnológica Federal do Paraná

Antonio Carlos Pinho, Dr.
Universidade Tecnológica Federal do Paraná

Paulo Cícero Fritzen, Dr.
Universidade Tecnológica Federal do Paraná

A folha de aprovação assinada encontra-se na Coordenação do Curso de Engenharia de Controle e Automação

AGRADECIMENTOS

Antes de mais nada agradeço ao Mestre Alessandro Kraemer pela ajuda na definição do tema, colaborando com materiais para a pesquisa do tema pelo viés médico.

Agradecemos também aos professores Dr. Antonio Carlos Pinho, Dr. Paulo Cícero Fritzen e Dr. Daniel Flores Cortez por toda a ajuda e colaboração durante o processo de desenvolvimento do trabalho escrito e da implementação prática.

Por fim, agradecemos também as nossas famílias e amigos por todo o suporte e incentivo para a conclusão deste trabalho.

*Se eu vi mais longe, foi por estar sobre ombros
de gigantes. - Isaac Newton*

RESUMO

RIBEIRO, Eliezer Andressen; GALPERIN, Gabriel. Gerador piezoelétrico aplicado a marcapasso. 2019. 56 f. Trabalho de Conclusão de Curso – Curso de Engenharia de Controle e Automação, Universidade Tecnológica Federal do Paraná. Curitiba, 2019.

Este trabalho tem o objetivo de solucionar a escassez energética nos marcapassos cardíacos implantáveis ao utilizar um gerador piezoelétrico para produzir energia a partir do movimento cardíaco. Com o intuito de se analisar a viabilidade da proposta foram descritos os aspectos construtivos do gerador, abordando as etapas mecânicas e dando ênfase nas etapas eletrônicas, além de descrever aspectos práticos em relação a escolha de componentes, simulação, implementação do protótipo e aquisição de dados para o estudo da viabilidade.

Palavras-chave: Gerador. Piezoelétrico. Marcapasso. Protótipo.

ABSTRACT

RIBEIRO, Eliezer Andressen; GALPERIN, Gabriel. Piezoelectric generator applied to pacemaker. 2019. 56 f. Trabalho de Conclusão de Curso – Curso de Engenharia de Controle e Automação, Universidade Tecnológica Federal do Paraná. Curitiba, 2019.

This paper has the objective of mitigating the issue of energetic shortage for the implantable cardiac pacemaker by producing energy with aid of piezoelectric generator and heart movement. In order to analyze the viability of the proposal, constructive aspects of the generator were addressed, showing mechanical and focusing in the electronic steps. Furthermore, practical aspects were described regarding the components selection, simulation, prototype implementation and data acquisition for viability study.

Keywords: Generator. Piezoelectric. Pacemaker. Prototype.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 – Diagrama de blocos do gerador piezoelétrico.	25
Figura 2 – Modelo de diodo real.	29
Figura 3 – Características de típicas de condução direta do diodo IN5817.	30
Figura 4 – Modelo de elemento piezoelétrico como fonte de tensão.	33
Figura 5 – Topologia do circuito físico implementado.	34
Figura 6 – Montagem utilizada na simulação do circuito	36
Figura 7 – Gráfico de tensão medida no polímero piezoelétrico.	37
Figura 8 – Gráfico de tensão medida no diafragma piezoelétrico.	38
Figura 9 – Simulação de tensões no polímero para 1 Hz.	39
Figura 10 – Simulação de tensões no polímero para 3 Hz.	40
Figura 11 – Simulação de tensões no diafragma para 1 Hz.	40
Figura 12 – Simulação de tensões no diafragma para 3 Hz.	41
Figura 13 – Comparação da simulação do acúmulo de tensão no capacitor C_r para 3 Hz.	42
Figura 14 – Protótipo implementado	44
Figura 15 – Tensão desenvolvida pelo diafragma alimentando o circuito.	45
Figura 16 – Aumento na tensão no capacitor C_r	45
Figura 17 – Descarga do capacitor C_r com o ativação manual de descarga.	47

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – Relação de componentes utilizados.	34
Tabela 2 – Medições de capacitância.	36
Tabela 3 – Valores dos componentes da simulação	37
Tabela 4 – Valores máximos de tensão obtidos em simulação	41
Tabela 5 – Valores calculados de tempo para atingir níveis de tensão de funcionamento no capacitor	46
Tabela 6 – Valores médios da descarga do capacitor	46
Tabela 7 – Valores para cálculo da potência de entrada no circuito de controle de armazenamento de energia	47
Tabela 8 – Valores para cálculo da potência desenvolvida pelo circuito de controle de armazenamento de energia	48
Tabela 9 – Eficiência do circuito de controle de armazenamento de energia para diferentes tensões	48
Tabela 10 – Valores medidos e calculados para definição da potência no conversor <i>Buck</i>	49

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

CA	Corrente Alternada
CE	Cabo - Eletrodo
CI	Circuito Integrado
DC	Doenças Cardiovasculares
DCEI	Dispositivo Cardíaco Eletrônico Implantável
EM	Equipamento Médico
EMI	Equipamento Médico Implantável
MC	Marcapasso Cardíaco
MCI	Marcapasso Cardíaco Implantável
OMS	Organização Mundial da Saúde
PZT	<i>Lead Zirconate Titanate</i> , do inglês, Titanato Zirconato de Chumbo

LISTA DE SÍMBOLOS

<i>A</i>	Ampère
A	Área [m^2]
<i>C</i>	Capacitância [F]
d	Constante piezoelétrica d [$\frac{C}{N}$][$\frac{m}{V}$]
<i>D</i>	Densidade de fluxo elétrico [$\frac{C}{m^2}$]
<i>E</i>	Campo elétrico [$\frac{V}{m}$]
<i>F</i>	Farad
<i>f_c</i>	Frequência de corte [Hz]
g	Constante piezoelétrica g [$\frac{mV}{N}$]
Hz	Hertz
<i>I</i>	Corrente elétrica [A]
<i>K</i>	Constante dielétrica relativa
<i>m</i>	Coefficiente angular
<i>N</i>	Número de bits
<i>n</i>	Amostras discretas
<i>P</i>	Potência [W]
q	Carga elétricas [C]
<i>R</i>	Resistência [Ω]
<i>R_s</i>	Resistência do diodo [Ω]
<i>S</i>	Deformação
<i>s</i>	Segundos [s]
<i>T</i>	Tração [$\frac{N}{m^2}$]
V	Tensão [V]
V	Volts

V_j	Barreira de potencial [V]
W	Watt
ϵ'	Permissividade do material [$\frac{F}{m}$]
ϵ_0	Permissividade do [$\frac{F}{m}$]
η	Eficiência
Δ	Variação
δ	Definição do conversor Analógico/Digital [$\frac{V}{bit}$]
Ω	Ohm

SUMÁRIO

1 – INTRODUÇÃO	15
1.1 Tema	16
1.1.1 Delimitação do Tema	16
1.2 Problemas e Premissas	16
1.3 Objetivos	17
1.3.1 Objetivo Geral	17
1.3.2 Objetivos Específicos	17
1.4 Justificativa	17
1.5 Procedimentos Metodológicos	17
1.6 Estrutura do Trabalho	18
2 – BREVE HISTÓRICO DO MARCAPASSO	19
2.1 Histórico	19
2.1.1 Princípios do desenvolvimento	19
2.1.2 Equipamentos Cardíacos Implantáveis	20
2.1.3 Avanços modernos	21
3 – PRINCÍPIOS DE FUNCIONAMENTO DOS GERADORES PIEZO-ELÉTRICOS	22
3.1 Efeito piezoelétrico	22
3.1.1 Ferroeletricidade	23
3.1.2 Processo de <i>Poling</i>	23
3.1.3 Constantes para caracterização	23
3.1.3.1 Constante dielétrica	23
3.1.3.2 Piezoeletricidade	24
3.2 Geradores Piezoelétricos	25
3.2.1 Fonte de energia mecânica	25
3.2.2 Transformadores mecânicos	26
3.2.3 Transdutores piezoelétricos	26
3.2.4 Componentes eletrônicos	27
3.2.5 Controle de armazenamento de energia	27
4 – IMPLEMENTAÇÃO DO PROTÓTIPO E ESTUDO DE VIABILIDADE	28
4.1 Seleção de componentes	28
4.2 Análise dos componentes	29

4.2.1	Diodo	29
4.2.2	Microcontrolador	30
4.2.3	Controle de armazenamento de energia	31
4.2.4	Conversor <i>Buck</i>	32
4.2.5	Sensor de polímero piezoelétrico	32
4.2.6	Diafragma piezoelétrico	33
4.3	Circuito físico	34
4.4	Simulação do Circuito	35
4.4.1	Simulação para polímero piezoelétrico	37
4.4.2	Simulação para diafragma piezoelétrico	39
4.5	Aquisição e análise de dados	41
4.5.1	Aquisição de dados	41
4.5.2	Análise dos dados coletados	43
4.5.2.1	Tensão gerada pelos transdutores	43
4.5.2.2	Carga do capacitor	44
4.5.2.3	Descarga do capacitor	46
4.5.2.4	Eficiência do controle de armazenamento de energia	46
4.5.2.5	Eficiência do conversor <i>Buck</i>	48
4.6	Análise do funcionamento do circuito	48
5	– CONCLUSÃO	50
5.1	Considerações finais	50
5.2	Sugestão para trabalhos futuros	50
	Referências	52
	 Apêndices	 54
	APÊNDICE A–Programa implementado no micro controlador	55

1 INTRODUÇÃO

As doenças cardíacas (DC) são responsáveis por grande parte das mortes no mundo, se estimando que no ano de 2012 corresponderam a 31% dos casos em âmbito global (SAÚDE, 2016).

De modo a contornar esta situação a Organização Mundial da Saúde (OMS) indica o controle ao tabagismo, redução do consumo de alimentos ricos em açúcares, gordura, sódio e álcool, além da construção de uma cultura alimentar na escola e o incentivo a prática de atividades esportivas como políticas públicas a serem adotadas. Também é posto foco no tratamento de doenças que agravam ou predisõem o aparecimento das DC como a hipertensão, hipercolesterolemia, diabetes e outras (SAÚDE, 2016).

Mesmo atendidas as recomendações ainda existem diversas doenças ou condições cardiovasculares que necessitam de tratamento e utilizam-se de Dispositivo Cardíaco Eletrônico Implantável (DCEI), sendo o marcapasso, o ressincronizador e o cardiodesfibrilador, equipamentos utilizados como recursos terapêuticos.

Todos esses DCEI apresentam o mesmo princípio de funcionamento e construção, o que os diferencia é a programação e em qual área do coração os eletrodos serão instalados.

O Marcapasso Cardíaco (MC) é um DCEI que tem como função prover estímulos elétricos para gerar contrações do músculo cardíaco (DAS; YOO, 2015).

Nos dias atuais o MC tem como função a estimulação do átrio ou ventrículo de modo a agir de maneira terapêutica aos sintomas da bradiarritmia, sendo o implante de marcapassos definitivos recomendado no caso de Disfunção do Nó Sinusal, Síndrome do Seio Carotídeo, Bloqueio Atrioventricular e Intraventricular, Cardiomiopatia Hipertrófica Obstrutiva e Síndromes Neuro-mediadas (FILHO et al., 2007).

O implante destes equipamentos, além de ser considerado um tratamento eficaz para diminuir sintomas de muitas patologias cardíacas, podendo proporcionar um aumento tanto na qualidade como na expectativa de vida (VARDAS; SIMANTIRAKIS; KANOUPAKIS, 2013).

Entretanto, apesar de proporcionar uma melhora na qualidade de vida, também apresenta uma série de riscos e problemas. De acordo com Filho et al. (2007) os riscos estão relacionados ao acesso cirúrgico necessário para a implantação do DCEI, posicionamento do Cabo - Eletrodo (CE) e possíveis disfunções no gerador que armazena a bateria.

As complicações decorrentes são descritas como hematomas, perda de sensibilidade, deslocamento do CE, alterações nos arredores do gerador, infecções e arritmias.

Outros riscos devem ser considerados e são relacionados principalmente ao aspecto construtivo do marcapasso convencional.

Com relação ao CE, o mesmo é ligado a um gerador de pulso por uma interface que permite conexão e desconexão, o que pode levar a uma série de funcionamentos incorretos.

Outro grande problema do CE é sua incompatibilidade com sistemas de imagem por ressonância magnética, que causa danos aos tecidos que os envolvem (DAS; YOO, 2015).

A fonte de energia dos DCEI, no qual o MC faz parte, são pilhas, que por sua vez dispõem de uma quantidade limitada de energia, causando a necessidade de substituição. Esta ação é realizada através de intervenções cirúrgicas que acessam o gerador onde o CE está conectado (DANILUK; NIEWIADOMSKASZYNKIEWICZ, 2012).

Parte destes riscos foram contornados com o desenvolvimento de novos modelos. Os marcapassos sem fio, não possuem CE ou gerador, sendo concentrado em uma única estrutura, contudo, falha em contornar o problema relacionado a disponibilidade de energia que dura por um prazo 5 a 8 anos, dependendo do modelo do MC.

1.1 Tema

Este trabalho de conclusão de curso tem como objeto de pesquisa a aplicação de geradores baseados em elementos piezoelétricos em DCEI com a finalidade de prolongar o período entre as trocas dos componentes que fornecem energia.

Com o intuito de diminuir a necessidade de cirurgias e aumentar a qualidade de vida do usuário destes dispositivos, é necessário aumentar a disponibilidade de energia. Este objetivo pode ser alcançado utilizando a própria energia do corpo humano através de geradores que podem suprir as necessidades energéticas dos dispositivos, assim diminuindo a frequência nas quais a intervenção cirúrgica se faz necessária.

Estudos demonstram que a utilização de geradores piezoelétricos podem produzir energia suficiente para manter em funcionamento marcapassos sem a necessidade de outros elementos (ALRASHDAN; HAMZAH; MAJLIS, 2014).

A proposta final deste trabalho é a descrição do gerador piezoelétrico, a construção de um protótipo e sua análise como potencial fonte de energia para o Marcapasso Cardíaco Implantável (MCI).

1.1.1 Delimitação do Tema

Verificar a viabilidade na utilização de geradores piezoelétricos como elementos capazes de suprir parcialmente ou totalmente a demanda energética do MCI, levando a um aumento na autonomia e reduzindo ou eliminando a necessidade das cirurgias de manutenção ao utilizar o movimento cardíaco como fonte para a produção de energia.

1.2 Problemas e Premissas

Uma das dificuldades encontradas na utilização dos MCI é a disponibilidade de energia para o equipamento, pois mesmo com o desenvolvimento dos novos modelos *leadless*, existe a necessidade de trocas regular de suas pilhas. Estas trocas são realizadas através

de procedimentos cirúrgicos invasivos e periódicos, variando de acordo com o consumo energético do paciente, e que trazem a necessidade de períodos de recuperação.

O suprimento energético parcial ou total por meio de um gerador piezoelétrico aumentaria a autonomia do MCI e por consequência a qualidade de vida do paciente ao utilizar o movimento inerente do corpo, em especial o coração para tal.

1.3 Objetivos

1.3.1 Objetivo Geral

Este trabalho tem como finalidade verificar a viabilidade da alimentação do MCI através de gerador piezoelétrico, analisando a possibilidade destes geradores em suprir a carga necessária para o funcionamento correto do equipamento.

1.3.2 Objetivos Específicos

- Descrever o funcionamento de geradores piezoelétricos,
- Desenvolver um protótipo de gerador piezoelétrico e
- Estudar a viabilidade energética do gerador piezoelétrico como fonte energética para o MCI

1.4 Justificativa

As questões levantadas neste trabalho apresentam relação direta com o bem-estar do usuário de DCEI, em especial os usuários do MCI, além de abordar um problema recorrente de disponibilidade de energia em diversos equipamentos em que fontes convencionais de energia não são viáveis ou disponíveis.

Tendo em foco os MCI, este trabalho pode influenciar na redução de procedimentos cirúrgicos invasivos que em um cenário positivo leva a um período de recuperação, e caso contrário pode até ocasionar uma morte.

O período de recuperação pode ser compreendido como um dano pessoal, por ser privado de todas as possibilidades disponíveis pela limitação imposta pela recuperação, além de social-econômico, uma vez que dificilmente poderá desempenhar na totalidade suas atividades no âmbito do trabalho.

1.5 Procedimentos Metodológicos

Após estudo a respeito das cardiopatias humanas e na aplicação de DCEI, foi possível observar que os equipamentos existentes possuem limitações no sistema de fornecimento de energia, como é caso das pilhas de iodeto de lítio (ALRASHDAN; HAMZAH; MAJLIS, 2014), que mesmo sendo uma tecnologia ainda utilizada, traz aos pacientes

transtornos como recorrentes procedimentos operatórios para troca da fonte energética e períodos de recuperação.

As fontes de informação utilizadas para a fundamentação teórica desse trabalho serão artigos científicos, devido a grande quantidade de informações atualizadas sobre o tema. Também serão utilizadas as Diretrizes Brasileiras de Dispositivos Cardíacos Eletrônicos Implantáveis, livros e especificações técnicas de componentes.

A simulação do circuito anteriormente a implementação prática será realizada com o auxílio do software PSIM, permitindo a simulação de comportamento e perda nos componentes.

Com a finalidade de processar os dados obtidos na parte prática, o software MATLAB, da Mathworks, também será utilizado.

No decorrer desse trabalho será implementado um protótipo composto pelo gerador piezoelétrico de modo a permitir aquisição de dados e verificar o funcionamento do sistema de alimentação, bem como sua viabilidade.

1.6 Estrutura do Trabalho

Este trabalho será dividido nos seguintes capítulos:

- Capítulo 1 - Introdução.
- Capítulo 2 - Breve histórico do marcapasso.
- Capítulo 3 - Princípios de funcionamento dos geradores piezoelétricos.
- Capítulo 4 - Implementação do protótipo e estudo de viabilidade.
- Capítulo 5 - Conclusão.

2 BREVE HISTÓRICO DO MARCAPASSO

Neste capítulo serão apresentados um breve histórico dos DCEI, em especial o que levou ao desenvolvimento do MCI. Vale ressaltar que este capítulo tem propósito de contextualização em relação ao objeto de estudo, e não uma vasta análise do mesmo.

2.1 Histórico

2.1.1 Princípios do desenvolvimento

O princípio de funcionamento da eletrofisiologia do coração foi fundamentado no século XVIII com os experimentos de Luigi Galvani, que em seus experimentos verificou a resposta de estímulos elétricos sobre o coração e músculos de rã, contudo foi Xavier Bichat que realizou os experimentos em cadáveres humanos e verificou a mesma reação (WARD; HENDERSON; METCALFE, 2013).

Ao longo do século XIX, a eletricidade começou a ser utilizada no tratamento de distúrbios cardíacos, contudo muitos dos problemas existentes não tinham sido identificados e a aparelhagem utilizada nos tratamentos não era padronizada. Ao final do mesmo século, J.A. McWilliam realizou uma coleta de dados em relação a distúrbios, relatando em seu estudo diversos problemas relacionados ao coração e também concluindo que o sucesso do tratamento está relacionado a utilização de estímulos pulsantes (WARD; HENDERSON; METCALFE, 2013).

Em meados do século XX o anestesiologista australiano Mark Lidwell e o fisiologista americano Albert Hyman, de maneira independente, desenvolveram aparelhos precursoros dos marcapassos contemporâneos (WARD; HENDERSON; METCALFE, 2013).

O equipamento desenvolvido por Lidwell era composto por uma agulha responsável por entregar estímulo elétrico intermitente ao ventrículo do indivíduo. Este equipamento foi utilizado em 1928 para recuperar as capacidades de um recém nascido com parada cardíaca (WARD; HENDERSON; METCALFE, 2013).

Já o equipamento de Albert Hyman, criado em 1932, foi o primeiro com o intuito de artificialmente manter o ritmo cardíaco, sendo chamado de *artificial pacemaker*, termo que é utilizado até a atualidade. Este equipamento podia entregar 30, 60 ou 120 impulsos por minuto, pesando 7,3 kg e necessitando ser dado corda por meio de uma alavanca a cada 6 minutos (WARD; HENDERSON; METCALFE, 2013).

O grande marco seguinte na história destes dispositivos foi quando os médicos Wilfred Bigelow e John Callaghan se uniram ao engenheiro Jack Hopps e desenvolveram em 1952 um eletrodo bipolar para estímulo endocárdico com o intuito de prevenir paradas cardíacas em cirurgias que necessitavam induzir hipotermia no paciente. Por unir os conhecimentos do campo da medicina e engenharia, este aparelho apresentou maior

precisão do que os demais equipamentos existentes na época (WARD; HENDERSON; METCALFE, 2013).

Ainda em 1952 Paul Zoll; unindo as ideias de Hyman, Bigelow, Callaghan e Hopps; desenvolveu um sistema totalmente externo, no qual eletrodos eram alocados sobre a pele da parede torácica e tinham por objetivo evitar a parada ventricular. Apesar de ser uma técnica menos invasiva, a elevada tensão, de aproximadamente 150 V causava dores, contrações involuntárias nos músculos torácicos e danos à pele semelhantes a queimaduras. Apesar dos vários pontos negativos, esta técnica foi aperfeiçoada e utilizada até o início de 1970 no tratamento emergencial de paradas cardíacas. Em 1980, foi utilizado em caráter temporário até a implantação de um equipamento definitivo (WARD; HENDERSON; METCALFE, 2013).

Zoll também foi responsável por iniciar o uso de baterias recarregáveis como meio de fonte de energia, o que anteriormente era feito conectando o aparelho a uma alimentação CA, acarretando o risco de eletrocussão e fibrilação ventricular (WARD; HENDERSON; METCALFE, 2013).

Devido a problemas de bloqueio cardíaco que ocorriam de maneira recorrente após cirurgias de reparação de defeitos intracardíacos, causa iatrogênica, foi descoberto que eletrodos alocados diretamente sobre ou internamente ao coração podiam trabalhar com tensões baixas e por longos períodos de tempo, sendo adotado para tratar bloqueios gerados por diversas fontes (WARD; HENDERSON; METCALFE, 2013).

Outro grande avanço ocorreu em 1959 quando Seymour Furman e J. B. Schwedel tiveram êxito em estimular o ventrículo direito por meio de um cateter inserido através da veia jugular (WARD; HENDERSON; METCALFE, 2013).

2.1.2 Equipamentos Cardíacos Implantáveis

Na Suíça, no ano de 1958, foi realizada a primeira tentativa de ajustar o ritmo cardíaco com a utilização de uma fonte implantável, o que só foi possível pelo advento dos transistores, devido seu menor consumo de energia, além de serem fisicamente menores do que válvulas à vácuo (WARD; HENDERSON; METCALFE, 2013).

Foram Ake Senning e Rune Elmqvist que desenvolveram um gerador de pulso que utilizava este novo equipamento e que era pequeno o suficiente para poder ser implantado sob a pele.

A primeira pessoa a receber este novo tipo de equipamento foi Arne Larsson, com 43 anos de idade. Este primeiro dispositivo funcionou por somente 3 horas e o paciente teve que ser submetido a troca do equipamento no mesmo dia. Arne recebeu outros 26 marcapassos ao longo de sua vida, até a sua morte com 86 anos em 2001.

Dentre os equipamentos utilizados por Arne Larsson, o primeiro continha uma bateria recarregável de níquel-cádmio. A mesma era recarregada por meio de indução magnética, o que ocasionava a necessidade de Arne ir ao consultório médico mensalmente,

levando a descontinuação do uso destes aparelhos.

O primeiro DCEI americano foi desenvolvido por William Chardack e Wilson Greatbatch em 1960. Seu dispositivo era alimentado por uma pilha de mercúrio-zinco recobertas com resina epoxy, que tinha autonomia máxima de 3 anos e podia pesar até 145 gramas. Sua grande desvantagem, fora o peso elevado, era a sua baixa confiabilidade, pois falhavam repentinamente devido aos fluidos corporais que adentravam a bateria (WARD; HENDERSON; METCALFE, 2013).

Após várias tentativas de encontrar um tipo de bateria viável, Wilson Greatbatch, em conjunto com Medtronic, convenceu-se que o melhor tipo de célula energética eram as pilhas de iodo-lítio, que apresentava tempo autonomia de até 10 anos, podia ser selada hermeticamente, o que evitava que entrasse em contato com fluidos corporais, eram menores e aproximadamente 100 gramas mais leves que as de mercúrio-zinco.

2.1.3 Avanços modernos

Em meados de 1970 os DCEI começaram a ser desenvolvidos de maneira que pudessem ser programados de maneira não invasiva com o uso de radio frequência, podendo ser adaptado as necessidades clínicas do paciente ao longo do tempo, além de não mais gerar pulsos de maneira ininterrupta, mas apenas quando requisitado.

Durante a década de 1980 foram desenvolvidas guias eluídas com esteroides, diminuindo respostas inflamatórias e a formação de tecido duro, desta forma aumentando a eficácia do equipamento implantado.

No final da mesma década foram criados os primeiros DCEI responsivos ao movimento. Estes equipamentos alteravam a frequência de passo de acordo com a quantidade de atividade realizada pelo paciente.

Ao longo da década de 1990 os microprocessadores passaram a ser utilizados, com o intuito de detectar e armazenar eventos, além de alterar a frequência de passo de maneira automática.

A evolução dos marcapassos continuou pelo envio de dados para servidores remotos, diminuição do desconforto e tratar especialmente cada tipo de arritmia com algoritmos específicos e diminuindo o número de cirurgias invasivas.

3 PRINCÍPIOS DE FUNCIONAMENTO DOS GERADORES PIEZOELÉTRICOS

Neste capítulo será abordado o efeito piezoelétrico, sua aplicação na geração de energia elétrica e sua aplicabilidade neste projeto.

3.1 Efeito piezoelétrico

O efeito piezoelétrico foi descoberto em 1880 por Jacques e Pierre Curie, onde foi observado que um material cristalino produzia uma tensão elétrica proporcional ao estresse mecânico ao qual o material estava submetido. Este fenômeno recebeu o nome de efeito piezoelétrico direto (JAFFE, 2012).

O aparecimento deste efeito está relacionado a organização atômica do material, sendo manifestado para estruturas sólidas com organização definida como estrutura cristalina.

Um cristal pode ser compreendido como um sólido em que os átomos estão ordenados em uma rede tridimensional e o mais próximo possível, mantendo a neutralidade elétrica e satisfazendo as necessidades das ligações, sejam elas covalentes ou iônicas (PADILHA, 2007).

Para um cristal podem ser definidos vários eixos imaginários definidos dentro de estrutura e que tem por função determinar sua configuração espacial, sendo denominados eixos cristalográficos (BRANCO, 2014).

Dentre os vários eixos definidos na estrutura, deve existir ao menos um que permita existir ou possua polarização, para que o efeito piezoelétrico se manifeste (JAFFE, 2012).

A observação deste mesmo efeito em cerâmicas, só foi verificado em 1941, mas foi de fundamental importância para aumentar a aplicabilidade da piezoeletricidade (JAFFE, 2012).

Os materiais cerâmicos podem ser definidos como aglomerados de pequenos cristais organizados de maneira aleatória (JAFFE, 2012).

O tipo de cristal predominante nestes materiais é o iônico, sendo composto por átomos que não apresentam neutralidade elétrica e são denominados íons. Os íons se dividem em dois tipos, os cátions; geralmente metais que perdem elétrons e tem menor volume; e os ânions, substância que recebe elétrons e ocupa maior volume (PADILHA, 2007).

De maneira a formar um material cerâmico estável, os íons devem ser organizados de tal forma que os ânions que envolvem o cátion estejam em contato, não sendo incomum a existência de vários tipos de íons dentro de um mesmo cristal e também estruturas muito mais complexas do que observadas em outros tipos de cristais (PADILHA, 2007).

Os cristais no material cerâmico podem apresentar características piezoelétricas,

contudo devido a falta de organização dos cristais o material pode não apresentar as mesmas propriedades (JAFFE, 2012).

O desenvolvimento de cerâmicas com o efeito piezoelétricos se baseou em três pontos:

- Descoberta de alto valor de constante dielétrica,
- A ferroeletricidade e
- Processo de *Poling*.

3.1.1 Ferroeletricidade

Esta característica é definida como sendo a capacidade da mudança de direção dos dipolos elétricos dos cristais a partir da aplicação de um campo elétrico externo. Este fenômeno só pode ser observado em cristais que apresentem um dipolo elétrico, mas sua existência não é fator que causa a obrigatoriedade deste fenômeno, tendo em vista que o campo elétrico necessário pode ser superior a resistência elétrica do material, o que causa sua degradação (JAFFE, 2012).

Posteriormente foi observado que esta característica era também responsável por valores elevados de constante dielétrica (JAFFE, 2012).

3.1.2 Processo de *Poling*

O processo de *poling* é responsável pelo aparecimento das características piezoelétricas nas cerâmicas policristalinas. Nele um campo elétrico de elevado valor é aplicado sobre o material de maneira que os dipolos elétricos dos cristais se alinhem, causando o aparecimento de um eixo polarizado e por consequência do efeito piezoelétrico. Este processo pode ser compreendido de maneira análoga ao processo de magnetização de elementos ferromagnéticos (JAFFE, 2012).

3.1.3 Constantes para caracterização

Com a finalidade de permitir comparativos entre os materiais que apresentam propriedades piezoelétricas é necessário a utilização de constantes que os caracterizem de maneira precisa de acordo com sua aplicabilidade em cada situação. Desta forma, a seguir serão apresentadas algumas das relações matemáticas e seus significados físicos.

3.1.3.1 Constante dielétrica

A constante dielétrica relativa (\mathbf{K}), pode ser definida como o quociente entre a carga armazenada em uma placa eletrodo dada uma tensão e a carga armazenada para um par dos mesmos eletrodos separados pelo vácuo. No sistema internacional de medidas também pode ser definida pela relação (1) e é uma grandeza adimensional (JAFFE, 2012).

$$K = \frac{\epsilon'}{\epsilon_0}, \quad (1)$$

Para efeito de referência e para demonstrar como o valor da constante dielétrica pode ser um indicativo de propriedades piezoelétricas, materiais orgânicos de maneira geral apresentam valores inferiores a 5 e sólidos inorgânicos a 20. Contudo cerâmicas piezoelétricas apresentam valores que variam da faixa das centenas aos milhares (JAFFE, 2012).

3.1.3.2 Piezoeletricidade

Existem diversas constantes utilizadas para equacionar este efeito e também permitir sua comparação entre materiais.

A primeira delas é a constante piezoelétrica (\mathbf{d}), muito utilizada para caracterizar materiais cuja aplicação principal é converter energia elétrica em vibração. Esta constante é equacionada de duas maneiras distintas, a primeira para o efeito piezoelétrico direto, dada pela equação (2); e a segunda para o efeito piezoelétrico inverso, dada pela equação (3), no qual a existência de um campo elétrico causa uma deformação no material (JAFFE, 2012).

$$\mathbf{d} = \frac{D}{T} = \frac{\mathbf{q}}{AT} \left[\frac{C}{N} \right] \quad (2)$$

$$\mathbf{d} = \frac{S}{E} \left[\frac{m}{V} \right] \quad (3)$$

As constante para o efeito direto e inverso apresentam unidades diferentes, respectivamente $\frac{\text{coulombs}}{\text{Newton}}$ e $\frac{\text{metros}}{\text{Volt}}$, contudo seu valor numérico é idêntico, o que permite a relação (4) ser verdadeira para efeito de grandeza numérica (JAFFE, 2012).

$$\mathbf{d} = \frac{D}{T} = \frac{S}{E} \quad (4)$$

Outra constante muito utilizada é a constante piezoelétrica \mathbf{g} , que apresenta a eficiência da conversão da deformação mecânica em energia elétrica (JAFFE, 2012).

Esta constante se relaciona de maneira direta com a constante \mathbf{d} como pode ser observado em (5).

$$\mathbf{g} = \frac{\mathbf{d}}{\epsilon'} \left[\frac{mV}{N} \right] \quad (5)$$

Os melhores materiais, comercialmente disponíveis, são as cerâmicas baseadas em Titanato Zirconato de Chumbo (PZT), que apresentam a maior sensibilidade e eficiência

na conversão da energia mecânica em elétrica. Contudo a utilização deste material em sua forma pura não é possível, pois apresenta característica extremamente quebradiça, sendo necessária a utilização de métodos de litografia e impressão de eletrônicos flexíveis a fim de superar características indesejadas do material (LU et al., 2015).

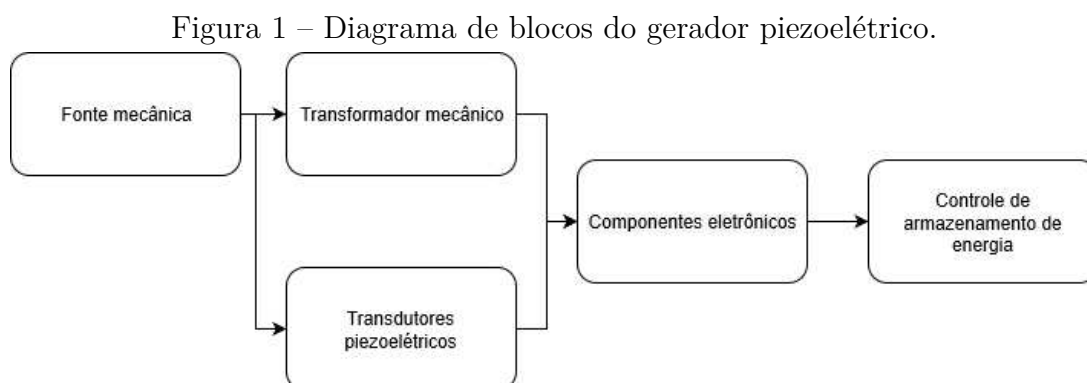
3.2 Geradores Piezoelétricos

Os geradores piezoelétricos são classificados como micro geradores de energia elétrica, pois sua capacidade de produção se encontra abaixo de 75 kW de potência. Suas dimensões e peso tendem a ser pequenos se comparados a demais geradores, mas para finalidade de simplificação serão referidos como geradores.

Os geradores piezoelétricos datam de 1959, com a utilização para a ignição de gases e tem como principal objetivo a conversão de energia mecânica de um objeto ou corpo em energia elétrica (RÖDIG; SCHÖNECKER; GERLACH, 2010).

Estes geradores são compostos por cinco grandes blocos componentes, a fonte de energia mecânica, transformador mecânico, transdutor piezoelétrico, componentes eletrônicos e controle de armazenamento de energia (RÖDIG; SCHÖNECKER; GERLACH, 2010).

Estes blocos componentes se relacionam de acordo com a figura 1 de tal forma a converter a energia mecânica em elétrica, adequar a energia produzida e a disponibilizar de maneira controlada.



Fonte: Autoria própria, 2019

3.2.1 Fonte de energia mecânica

As fontes de energia mecânica são translacionais, rotacionais e acústicas; sendo a saída do gerador proporcional a frequência da fonte mecânica. Contudo, elementos piezoelétricos são normalmente movidos por fontes translacionais (RÖDIG; SCHÖNECKER; GERLACH, 2010).

Em relação ao modo que o material se comporta à energia mecânica recebida, existem dois principais modelos, o modo movido por estresse e o modo movido por deformação (RÖDIG; SCHÖNECKER; GERLACH, 2010).

No modo movido por estresse, o elemento transdutor reage à força mecânica aplicada sobre ele, não sendo o modelo mais indicado para os geradores. Já no modo movido por deformação, o gerador é forçado a seguir o movimento mecânico, uma vez que a força exercida sobre ele é considerada "infinita" se comparada com a resistência que o material oferece (RÖDIG; SCHÖNECKER; GERLACH, 2010).

Desta forma podemos observar que qualquer corpo que possa gerar movimento, vibração e ou estresse pode ser considerado uma fonte de energia mecânica, ou seja, o corpo humano pode ser considerado uma fonte deste tipo de energia.

3.2.2 Transformadores mecânicos

São elementos responsáveis por transformar outras energias não translacionais em translacionais e realizar o acoplamento de impedância mecânica (RÖDIG; SCHÖNECKER; GERLACH, 2010). O casamento de impedâncias tem por objetivo aumentar e otimizar a transferência de energia mecânica e sua conversão para elétrica, visto que uma quantidade mínima de energia é necessária para suprir a deformação elástica do material, suas perdas e o restante de energia será convertida (RÖDIG; SCHÖNECKER; GERLACH, 2010).

Os transformadores mecânicos também são importantes considerando que a quantidade de energia disponibilizada é proporcional ao estresse no material (SPECIALTIES, 1999), desta forma um aumento na parcela translacional acarreta uma maior disponibilidade de energia.

Entretanto, considerando manter a simplicidade e menor volume no projeto, esta etapa não será implementada.

3.2.3 Transdutores piezoelétricos

Materiais transdutores tem a capacidade de converter um tipo de energia em outra (SPECIALTIES, 1999).

No caso do gerador piezoelétrico o material transdutor é um sólido, normalmente cristalino, que apresenta propriedades piezoelétricas, ou seja, a capacidade de transformar deformação mecânica em energia elétrica, ou a conversão inversa; desta forma o transdutor sob a ótica energética do circuito que compõe o gerador, pode ser compreendido como a fonte de energia.

Os materiais que apresentam o efeito piezoelétrico mais acentuado são as cerâmicas que passaram pelo processo de *poling*. Também existem cristais e polímeros que apresentam o mesmo efeito, mas em caráter menos perceptível.

3.2.4 Componentes eletrônicos

Nesta etapa, a energia gerada pelo transdutor será adaptada de tal forma que possa ser armazenada e utilizada pelas partes subseqüentes do gerador.

Os transdutores piezoelétricos estimulados dinamicamente geram saídas de tensão alternada, que devem ser convertidas em tensão contínua, para que possam ser aproveitadas por componentes eletrônicos (RÖDIG; SCHÖNECKER; GERLACH, 2010).

O termo tensão contínua será utilizado para se referir aos níveis de tensão nos quais a fluxo de corrente gerada se movimenta em um sentido único ou se estingue. Já o termo de tensão alternada será utilizado para descrever níveis de tensão que permitem o fluxo de corrente em dois sentidos ou corrente extinta. Por fim a etapa de retificação diz respeito a um circuito que converte tensões alternadas em contínuas.

Circuitos de retificação e filtros são comumente utilizados nesta conversão, bem como conversores de tensão contínua - contínua para adaptar a tensão retificada com a requisitada pela carga (RÖDIG; SCHÖNECKER; GERLACH, 2010).

Para a etapa de retificação são utilizados diodos, que são definidos como dispositivos não lineares que apenas apresenta condução de corrente quando sua barreira de potencial é superada, desta forma aumentando rapidamente a corrente (MALVINO, 2015). Observando este equipamento de maneira ideal, ele apenas permite a condução de corrente elétrica em um sentido, sendo esta a principal propriedade o permite retificar a tensão do circuito.

A barreira de potência é uma diferença de potencial entre as partes que compõem o diodo e se originam devido os materiais e aspectos construtivos empregados na fabricação do equipamento (MALVINO, 2015).

Desta forma o diodo pode ser compreendido como uma chave eletrônica, que é acionada caso a tensão aplicada seja maior ou igual a barreira de potencial, e desligada caso contrário, além de permitir que a energia circule em apenas uma direção.

3.2.5 Controle de armazenamento de energia

Este componente é importante para garantir a existência de uma fonte confiável de energia, trabalhando para maximizar o seu armazenamento e também aumentar a eficiência da saída do gerador (RÖDIG; SCHÖNECKER; GERLACH, 2010).

O controle de armazenamento de energia são compostos por diversos sub circuitos e componentes de armazenamento, como circuitos de controle de recarga utilizado em conjunto das baterias de íon lítio, microcontrolador e capacitores

Estes componentes e circuitos se enquadram nesta categoria porque tem como finalidade controlar o armazenamento de energia, manter a integridade do elemento armazenador, controlar o consumo e disponibilidade de energia para a carga a ser utilizada com o gerador.

4 IMPLEMENTAÇÃO DO PROTÓTIPO E ESTUDO DE VIABILIDADE

Este capítulo tem por finalidade apresentar os aspectos práticos do projeto, tais quais a seleção de componentes, simulações, implementação, aquisição de dados e seu processamento.

4.1 Seleção de componentes

Neste projeto, a implementação do gerador será realizada com o intuito de fornecer energia para a carga de uma bateria, que por sua vez será responsável por alimentar uma carga representativa de um dispositivo cardíaco eletrônico implantável, uma vez que estes equipamentos tem valor expressivo e se encontram lacrados.

Com o propósito de melhorar a eficiência e desenvolver um projeto com uma capacidade de produção elevada, foi pesquisada a viabilidade da aquisição de elementos piezoelétricos flexíveis do tipo PZT, contudo devido ao elevado custo deste material e sua baixa disponibilidade comercialmente, foram pesquisadas alternativas economicamente e logisticamente viáveis.

Como resultado das pesquisas, foram selecionados dois tipos de transdutores piezoelétricos. O primeiro deles foi o sensor de polímero piezoelétrico, que apesar de não apresentar constante piezoelétrica g tão grande quanto PZT, ainda apresenta um fator de conversão atrativo, alta flexibilidade e menor custo se comparado aos PZT. O modelo adquirido foi o LDT0 - 28K produzido pela *TE Connectivity*.

O segundo transdutor piezoelétrico selecionado foi o diafragma piezoelétrico, que apresenta o menor custo disponível, mas uma menor flexibilidade e sua principal aplicação na conversão da energia elétrica em mecânica. O modelo adquirido foi o diafragma 7BB-35-3 da *Murata Manufacturing Co.*

Ainda visando a diminuição de custos e acelerar a prototipagem, foram selecionados módulos de controle de recarga de baterias de lítio e conversor de tensão, e um micro controlador de prototipagem eletrônica.

Para acumular a energia disponibilizada pelo gerador, foi selecionado um capacitor eletrolítico, pois apresentam grandes capacitâncias quando se observa suas pequenas dimensões. O modelo selecionado foi o capacitor de tensão de funcionamento igual a 25 V e capacitância de $220\mu F$.

Com a finalidade de suprir a demanda energética do restante do circuito e armazenar possíveis excedentes da geração, foi selecionada a bateria de íon lítio modelo 18650 do fabricante Rontek. Esta bateria apresenta 3,7 V e 2600 mAh de capacidade.

Para a retificação da energia produzida pelo elemento piezoelétrico, foram selecionados diodos do tipo Schottky, que apresentam uma menor barreira de potencial,

permitindo uma condução antecipada, causando menor perda de energia neste elemento. O modelo adquirido foi o IN5817.

4.2 Análise dos componentes

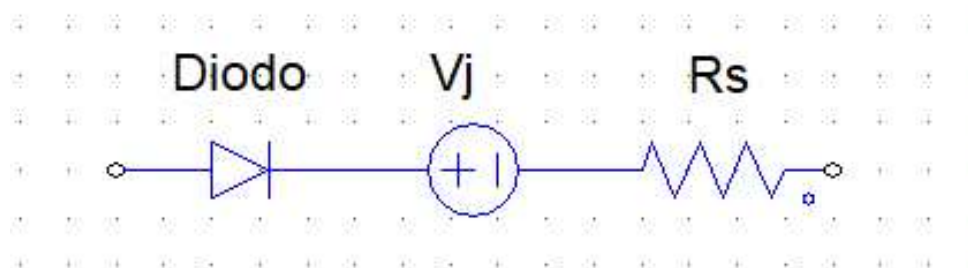
A análise dos componentes será utilizada para melhor caracterizar os componentes selecionados, apresentando suas propriedades e valores característicos, além de permitir uma melhor simulação e compreensão do circuito.

4.2.1 Diodo

De acordo com as especificações técnicas do componente IN5817, este é um diodo Shottky que apresenta uma baixa queda de tensão em condução direta, apresentando o valor de 0,45 V para correntes de 1 A. Esta característica faz com que este componente seja ideal para trabalhar no circuito em desenvolvimento, tendo em vista sua pequena queda de tensão, baixo consumo de energia e capacidade de entrar em condução com menores níveis de tensão, permitindo maior aproveitamento da energia disponibilizada.

Um modelo muito utilizado para representar as propriedades de um diodo real é o apresentado na figura 2. Ele é composto pelo diodo, uma fonte de tensão V_j que representa a barreira de potencial, e uma resistência em série R_s própria dos materiais que constituem o componente.

Figura 2 – Modelo de diodo real.



Fonte: Autoria própria, 2019

A definição dos valores de V_j e R_s são possíveis através das especificações técnicas do componente disponibilizadas pelo fabricante.

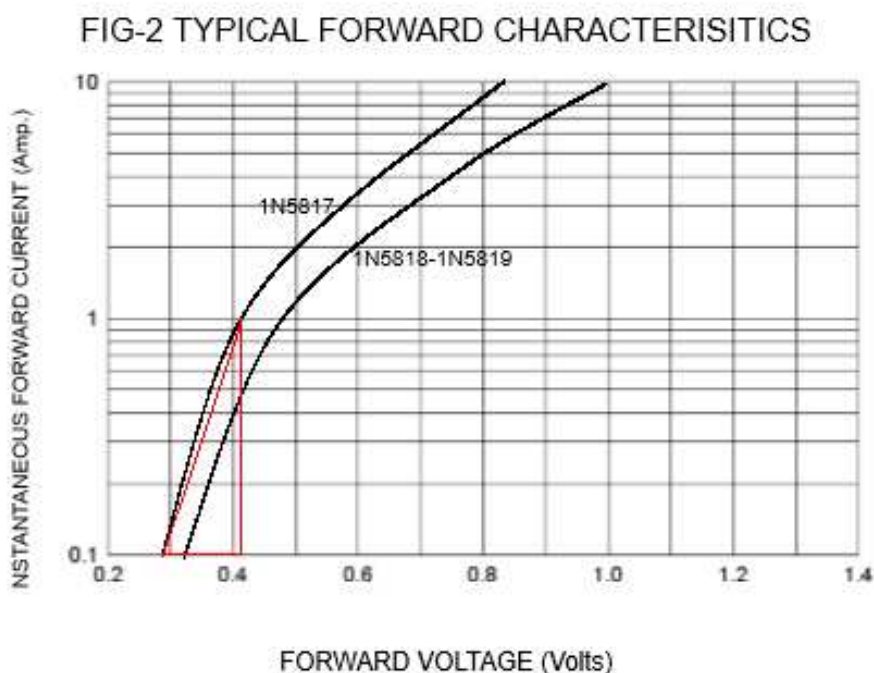
Entre os vários gráficos presentes nas especificações, o desejado é o que apresenta as características de típicas de condução direta (*Typical Forward Characteristics*), que define os valores mínimos de potencial elétrico aplicado para se iniciar a condução e também a queda de potencial gerado para determinados valores de corrente no componente.

A figura 3 apresenta o gráfico em questão para o componente utilizado no projeto, sendo possível observar o ponto de início de condução V_j como sendo o início da curva,

em um valor aproximado de 0,3 V. Já a resistência em série R_s pode ser aproximada pelo coeficiente de inclinação da hipotenusa com o cateto adjacente do triângulo.

Utilizando a equação (6) e os pontos [0,3;0,1] e [0,45;1] obtidos da figura 3, obtem-se o valor de 6 Ω .

Figura 3 – Características de típicas de condução direta do diodo IN5817.



Fonte: Editada das especificações do fabricante

$$m = \frac{\Delta Y}{\Delta X} \quad (6)$$

4.2.2 Microcontrolador

O microcontrolador escolhido foi ATmega328P da fabricante *Microchip*, devido a seu baixo custo, elevada disponibilidade, fácil configuração e também ampla documentação em relação ao seu funcionamento, uma vez que ele é utilizado em placas de prototipagem eletrônica, em especial o Arduíno Nano V3.0, que será utilizado neste protótipo.

Os pontos que devem ser observados neste micro controlador são os relacionados ao controle de armazenamento de energia, ou seja, como são feitas as aquisições de valores no circuito e o controle dos limiares de funcionamento da etapa de retificação.

Em relação a etapa de aquisição de valores, o aspecto determinante é a definição do conversor Analógico/Digital, sendo este valor disponível através das especificações técnicas fornecidas pelo fabricante.

A definição do conversor Analógico/Digital pode ser definida como a representação numérica da relação entre as grandezas físicas e contínuas no mundo digital, regido por grandezas binárias e discretas, ou seja, a definição do conversor é a relação entre a menor unidade binária com a medida física que está sendo tomada.

No caso da medição de diferença de potencial, equação (7) é utilizada de forma a se obter definição do conversor do micro controlador. Nela a medida V_{max} representa a máxima tensão que pode ser medida pelo conversor, que para este micro controlador é 5 V. Já N é o número de bits utilizados para a construção dos valores das medidas físicas em digitais e segundo o fabricante tem o valor de 10 bits. Desta forma, sabendo que a quantidade de valores que podem ser formados utilizando N bits é dado por 2^N , existem 1024 números discretos que descrevem os valores de 0 a 5 V.

Com estas informações é possível calcular a definição do conversor utilizando a (7), o valor máximo de 5 V e o número de bits N igual a 10, resultando em $4,88 \frac{mV}{bit}$, atendendo as necessidades do protótipo, tendo em vista a baixa frequência da fonte mecânica e por consequência do acúmulo de energia no circuito.

$$\delta = \frac{V_{max}}{2^N - 1} \left[\frac{mV}{bit} \right] \quad (7)$$

Já o controle dos limiares de funcionamento é feito a nível de *firmware*, ou seja, um programa utilizado no microcontrolador que define a sequência de etapas e as lógicas de funcionamento, em resposta as medidas realizadas do circuito.

A lógica do programa utilizado para o controle de acúmulo de energia, gerada pelo elemento piezoelétrico, e sua transferência para a etapa seguinte do circuito, será demonstrada pelo código presente no Apêndice A.

Vale a ressalva que os limiares de funcionamento estão atrelados às propriedades dos demais componentes presentes no circuito, em especial a faixa de tensão de funcionamento do circuito de controle de armazenamento de energia, que por muitas vezes se encontra fora do intervalo que pode ser mensurado pelo conversor Analógico/Digital.

4.2.3 Controle de armazenamento de energia

O controle de armazenamento de energia, utilizado neste projeto, é um módulo de recarga de uma bateria de íon lítio, baseado no Circuito Integrado (CI) TP4056.

Este módulo tem por objetivo adaptar os níveis de tensão e corrente, da etapa de retificação da energia provinda do transdutor, a níveis seguros para a utilização com a bateria de lítio. Outra importante função deste módulo é a de permitir que a bateria seja recarregada enquanto é utilizada para alimentar o restante do circuito, desta forma podendo fornecer energia para o circuito de carga assegurando a continuidade no fornecimento de energia que é primordial para a função de alimentar um MCI.

Observando as especificações técnicas do CI TP4056, pode-se verificar que este se trata de um carregador linear de tensão e corrente constantes, para baterias de íon lítio e que tem uma faixa de funcionamento para níveis de tensão entre 4 e 8 V, sendo sua tensão de saída em 4,2 V.

Com o intuito evitar o desgastes e possível mau funcionamento, as extremidades da faixa de alimentação do CI serão evitadas, escolhendo a faixa de 4,5 a 6,0 V, de tal forma a melhorar a transmissão de energia, tendo em vista que o limite máximo adotado pode ser facilmente atingido.

Estes valores serão os utilizados para a definição dos limiares de funcionamento no programa do microcontrolador.

4.2.4 Conversor *Buck*

O conversor *Buck* um circuito chaveado que tem a capacidade de produzir uma tensão de saída igual ou menor do que a tensão de entrada (ERICKSON, 2001).

No caso do circuito utilizado na implementação, o controle da chave eletrônica é feito através de uma relação fixa pré definida por um resistor. Desta forma foi ajustado a controle do circuito, de tal forma que a tensão da bateria de lítio fosse abaixada até 2,8 V. As pilhas de lítio - iodo, utilizada para alimentar o MCI, tem sua faixa de operação entre 2,4 a 2,8 V (LU et al., 2015).

4.2.5 Sensor de polímero piezoelétrico

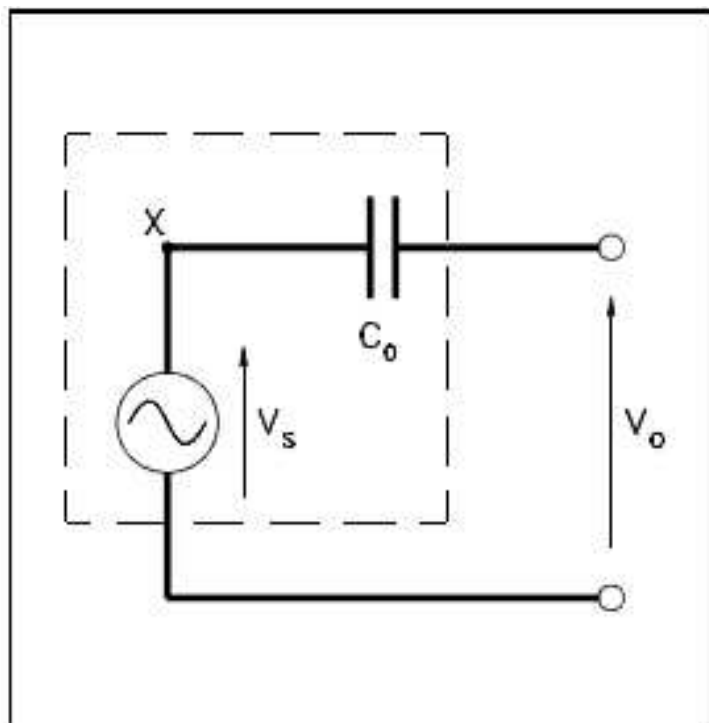
Este transdutor piezoelétrico apresenta várias características desejáveis para a aplicação, como a alta tensão grada quando deformado, capacidade de suportar campos elétricos na faixa de $75 \frac{V}{\mu m}$, elevada resistência a impactos, alta inércia a umidade e produtos químicos e baixa densidade (SPECIALTIES, 1999). Elas em conjunto permitem que este transdutor possa interagir diretamente com o corpo, pois não agrega grande peso, além de suportar o estresse mecânico e químico provocado pelo organismo humano.

Apesar desta características atrativas, este transdutor apresenta uma característica que dificulta sua utilização, a sua pobre conversão eletromecânica em faixas de frequência abaixo da ressonante (SPECIALTIES, 1999).

Esta característica negativa se deve a existência de um capacitor intrínseco ao componente com o valor de 500 pF, que atua como um filtro passa alta no modelo do elemento piezoelétrico como fonte de tensão, que pode ser observado na figura 4.

O filtro passa alta é um tipo de circuito que tem como propriedade atenuação de tensões que apresentem frequência abaixo de um valor mínimo. Este valor é denominado frequência de corte e pode ser calculado com base nos valores de resistência e capacitância do circuito a partir da equação (8).

Figura 4 – Modelo de elemento piezoelétrico como fonte de tensão.



Fonte: Extraída de Specialties, 1999

$$f_c = \frac{1}{2\pi RC} [Hz] \quad (8)$$

Desta forma considerando que o músculo cardíaco varia seu movimento entre 1 a 3 Hz, utilizando a equação (8), a resistência de entrada do circuito teria de ser no mínimo 106 MΩ para deslocar a frequência de corte para 3 Hz e permitir a passagem da tensão, limitando ao extremo a corrente.

4.2.6 Diafragma piezoelétrico

Observando as especificações técnicas para o transdutor modelo 7BB-35-3, fica claro que sua principal função é ser utilizado na conversão de energia elétrica em mecânica, ou seja, apresenta valor mais expressivo da constante piezoelétrica \mathbf{d} , o que não é o ideal para aplicação pretendida.

Outro ponto negativo é a existência de um substrato de latão com 0,30 mm de espessura, que aumenta a força necessária para gerar uma pequena deformação, desta forma aumentando o impacto no organismo para causar deformações expressivas.

Por fim, como se trata de um elemento piezoelétrico cerâmico no formato de pastilha, existe uma alta fragilidade a impactos devido a suas características quebradiças.

Com o intuito de se aproximar uma fonte de energia para este componente, será utilizando o modelo presente na figura 4 e a informação de que o capacitor intrínseco deste

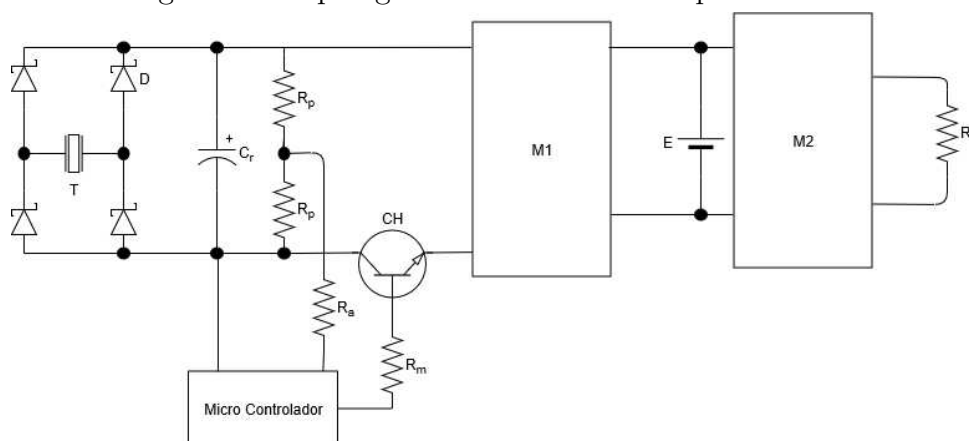
componente é de 30 nF, o que leva a necessidade de um circuito com resistência de entrada igual a 1,76 M Ω para deslocar a frequência de corte para os mesmos 3 Hz do transdutor de polímero, o tornando mais viável por permitir maior corrente.

4.3 Circuito físico

A seguir será demonstrada e explicada a topologia do circuito adotado e desenvolvido para a aplicação no MCI.

A figura 5 apresenta o circuito físico implementado, enquanto a tabela 1 lista os componentes e a quantidade utilizada no circuito.

Figura 5 – Topologia do circuito físico implementado.



Fonte: Autoria própria, 2019

Tabela 1 – Relação de componentes utilizados.

Sigla	Componente	Quantidade
CH	Transistor NPN BC547	1
C _r	Capacitor 220 μF	1
D	Diodo Schottky IN5817	4
E	Bateria de Íon lítio	1
Micro Controlador	ATmega328P	1
M1	Módulo de controle de armazenamento de energia	1
M2	Módulo conversor Buck	1
R _a	Resistor 100 M Ω	1
R _L	Resistor 1 M Ω	1
R _m	Resistor 1,2 k Ω	1
R _p	Resistor 10 M Ω	2
T	Transdutor piezoelétrico	1

Fonte: Autoria própria, 2019

A escolha dos componentes já foi explicitada anteriormente, mas neste ponto vale a explanação em relação ao divisor resistivo composto pelos resistores R_p , o resistor R_a do módulo de conversão analógico/digital, a escolha do micro controlador como elemento de controle e o valor do resistor que representa a carga R_L .

O divisor resistivo foi implementado como o intuito de permitir que a tensão sobre o capacitor C_r fosse aferida pelo micro controlador, uma vez que a sua faixa de trabalho se encontra acima do limite que pode ser trabalhado pelo conversor analógico/digital. Com a utilização dos resistores R_p é possível adaptar o nível de tensão para valores que podem ser aferidos.

Já o resistor R_a é o valor de resistência do conversor, que se encontra em paralelo com uma das resistências que compõem o divisor resistivo de tensão, desta forma sendo necessário que seja levado em conta para melhor aproximação dos valores medidos e dos reais.

A adoção de um micro controlador se deve ao fato de estes elementos já estarem disponíveis nos MCI, sendo necessário apenas sua reprogramação. O valor de consumo de energia do micro controlador também não será considerado, pois como se visa a utilização do micro controlador já existente, seu gasto energético já se encontra dentro dos $8 \mu W$ consumidos pelo MCI (ABIRI et al., 2017).

Considerando que a potência a ser entregue é de $8 \mu W$ e a tensão da pilha que entrega esta potência é de $2,8 V$, tem-se que o valor comercial mais próximo de resistência para tal potência é de $1 M\Omega$.

4.4 Simulação do Circuito

As simulações do circuito serão feitas para a etapa de geração de energia pelo transdutor, a etapa de retificação e o acúmulo de tensão no capacitor. Para realizar esta simulação será utilizado o software PSIM *Version* 11.1.7, além de informações apresentadas anteriormente.

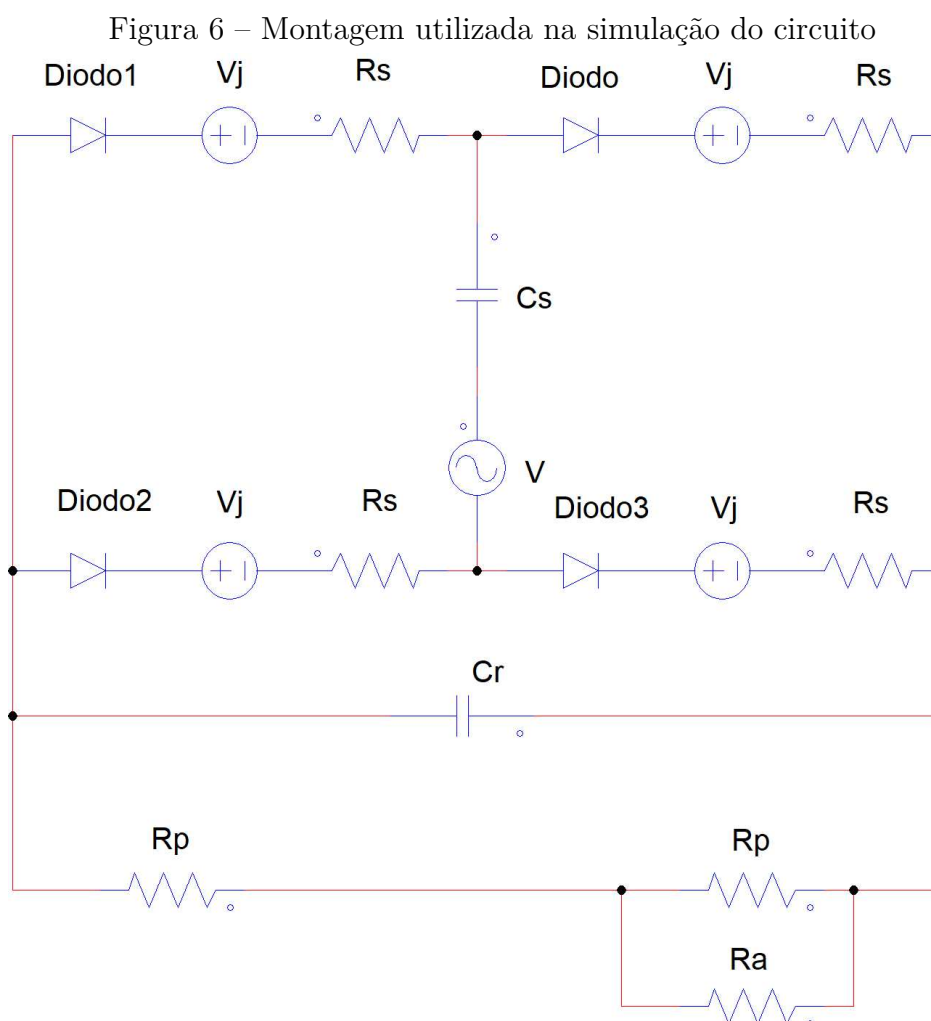
A montagem utilizada na simulação foi a presente na figura 6, e simulações foram realizadas para os dois modelos de transdutores.

Com o intuito de se aproximar a simulação do funcionamento real do circuito foram realizadas medições das capacitâncias e das tensões geradas pelos componentes.

As capacitâncias foram medidas com o auxílio de uma Ponte RLC Minipa modelo MX-1010, estando os resultados das medições disponíveis na Tabela 2.

As tensões geradas pela deformação dos transdutores foram medidas utilizando o osciloscópio Tektronix modelo TDS 1001B. Para o transdutor polímero piezoelétrico, a medição está presente na figura 7, onde é possível observar que uma única deformação faz com que o transdutor vibre, gerando uma saída alternada com amortecimento e módulo máximo de tensão de $8,6 V$.

Já a medição do diafragma piezoelétrico está disponível na figura 8, com módulo



Fonte: Autoria própria, 2019

Tabela 2 – Medições de capacitância.

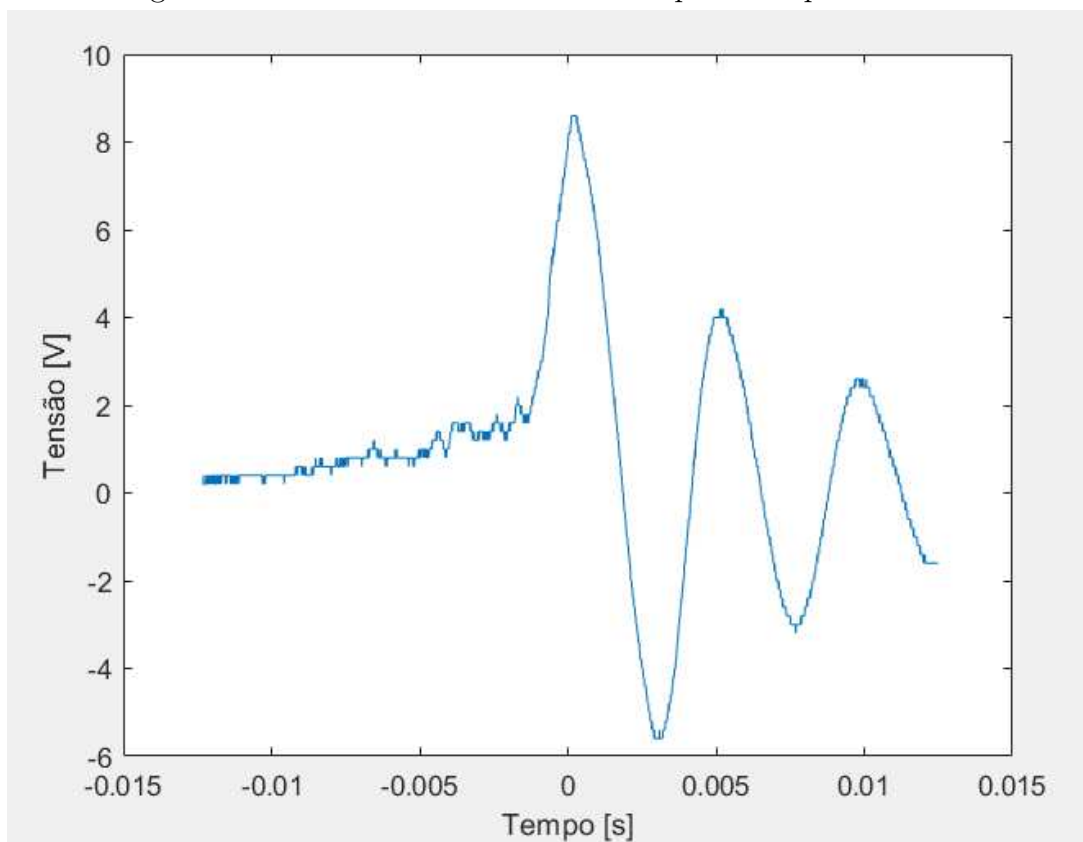
Transdutor	Valor	Unidade
Polímero piezoelétrico	0,506	nF
Diafragma piezoelétrico	32,06	nF

Fonte: Autoria própria, 2019

máximo de tensão de 9 V. Nela se observa que a resposta do diafragma se aproxima de uma fonte alternada de tensão.

Utilizando as informações da Tabela 2, os valores máximos de tensão e os valores extraídos das especificações técnicas, serão realizadas as simulações de ambos os transdutores para as frequências de 1 e 3 Hz, uma vez que estes são os valores comuns de batimento cardíaco em um humano.

Figura 7 – Gráfico de tensão medida no polímero piezoelétrico.



Fonte: Autoria própria, 2019

4.4.1 Simulação para polímero piezoelétrico

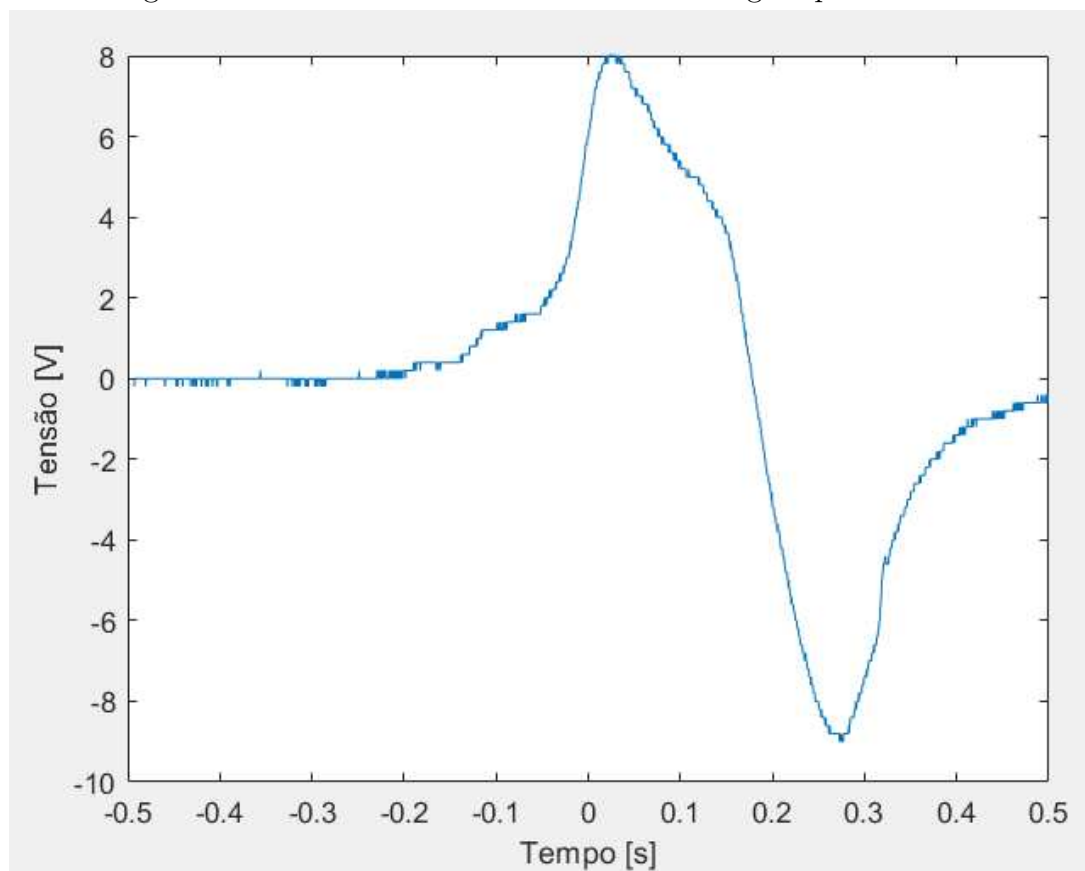
Considerando o circuito presente na figura 6 e também os valores da Tabela 3 contendo as grandezas numéricas dos componentes da simulação, tem-se os gráficos de tensão gerada pelo transdutor, tensão consumida pelo capacitor e tensão disponível para o restante do circuito nas figuras 9 e 10 respectivamente para a 1 e 3 Hz de frequência na fonte.

Tabela 3 – Valores dos componentes da simulação

Componente	Valor	Unidade
C_r	220	μF
C_s	506	pF
R_a	100	$M\Omega$
R_p	10	$M\Omega$
R_s	6	Ω
V	8,6	V
V_j	0,3	V

Fonte: Autoria própria, 2019

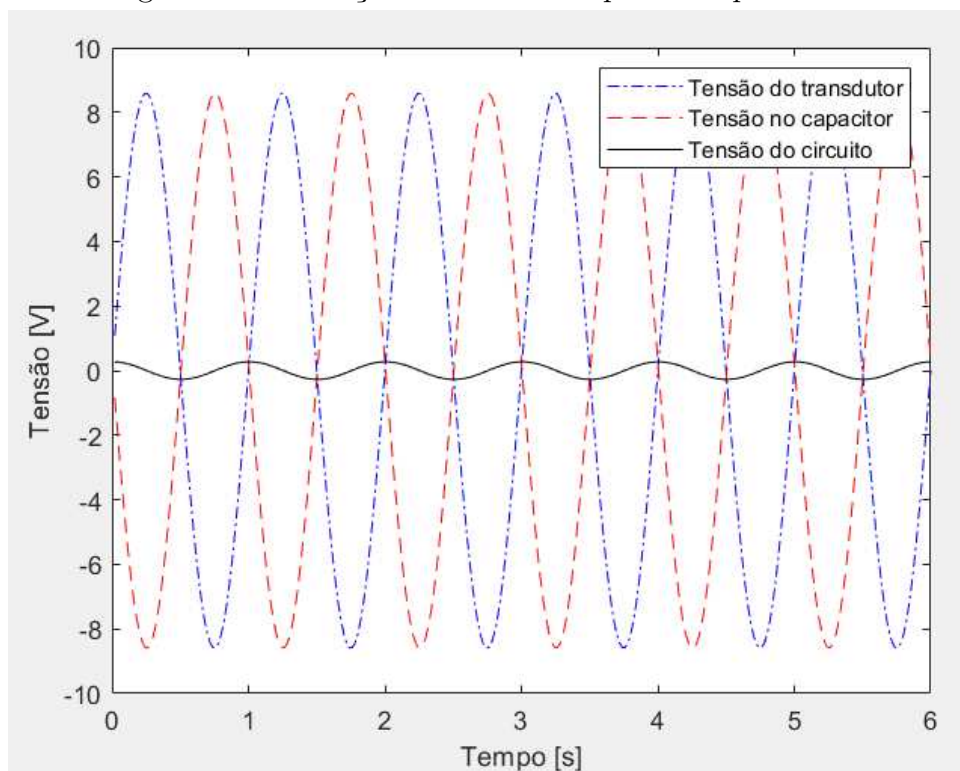
Figura 8 – Gráfico de tensão medida no diafragma piezoelétrico.



Fonte: Autoria própria, 2019

Observando as figuras 9 e 10, é evidente o impacto do capacitor C_r como filtro passa alta. Enquanto a tensão máxima para 1 Hz é 0,2771 V, em 3 Hz se obtém 0,6606 V, fato que demonstra o aumento de frequência como fator para o aumento da tensão disponível para o restante do circuito devido a menor atenuação por parte do filtro.

Figura 9 – Simulação de tensões no polímero para 1 Hz.



Fonte: Autoria própria, 2019

4.4.2 Simulação para diafragma piezoelétrico

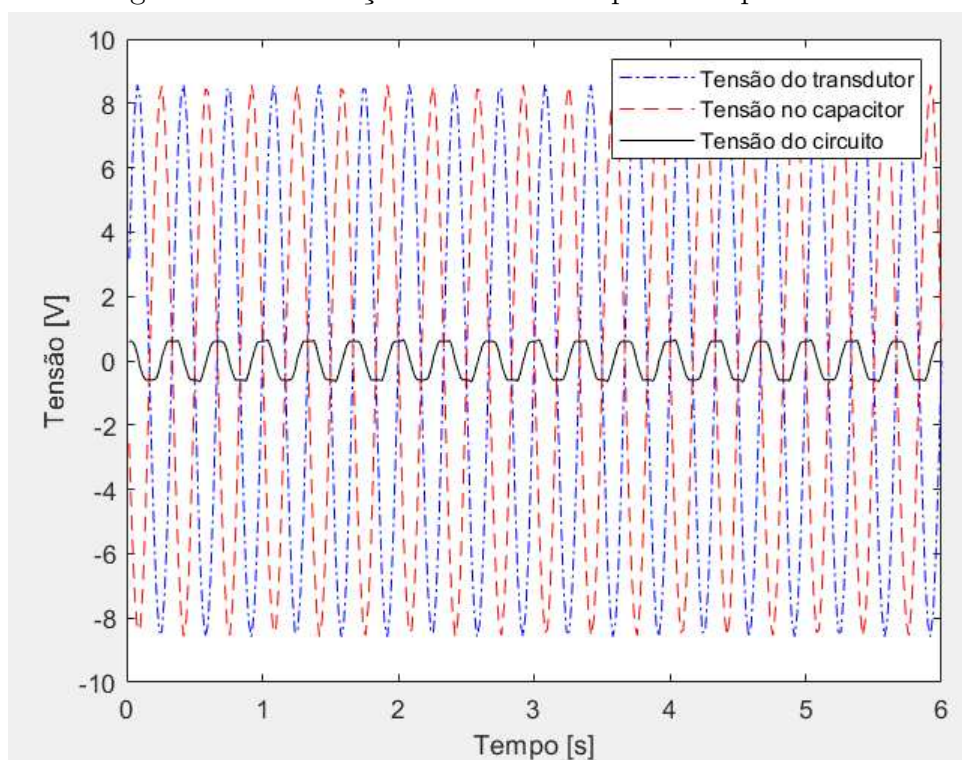
A simulação para o diafragma piezoelétrico foi realizada utilizando a mesma montagem da figura 6 e valor para os componentes do circuito da tabela 3, com exceção do valor da capacitância C_s e da tensão V , onde serão utilizados os valores relacionados ao diafragma piezoelétrico.

As figuras 11 e 12 são análogas as expostas para o polímero piezoelétrico, contudo, como o valor da capacitância C_s do diafragma é muitas vezes maior que o do polímero, o efeito do filtro passa alta é atenuado devido ao deslocamento da frequência de corte para uma região mais próxima a faixa de operação do circuito, levando a disponibilidade de 1,1073 V e 2,2123 V quando se procura a tensão máxima dentro do período simulado para frequências de 1 e 3 Hz respectivamente.

Um maior valor de tensão de entrada disponibilizada acarreta na diminuição do tempo de carga do capacitor C_r , como pode ser observado na figura 13, onde para um mesmo período de tempo a carga acumulada pelo circuito alimentado pelo diafragma piezoelétrico é muitas vezes superior ao outro transdutor.

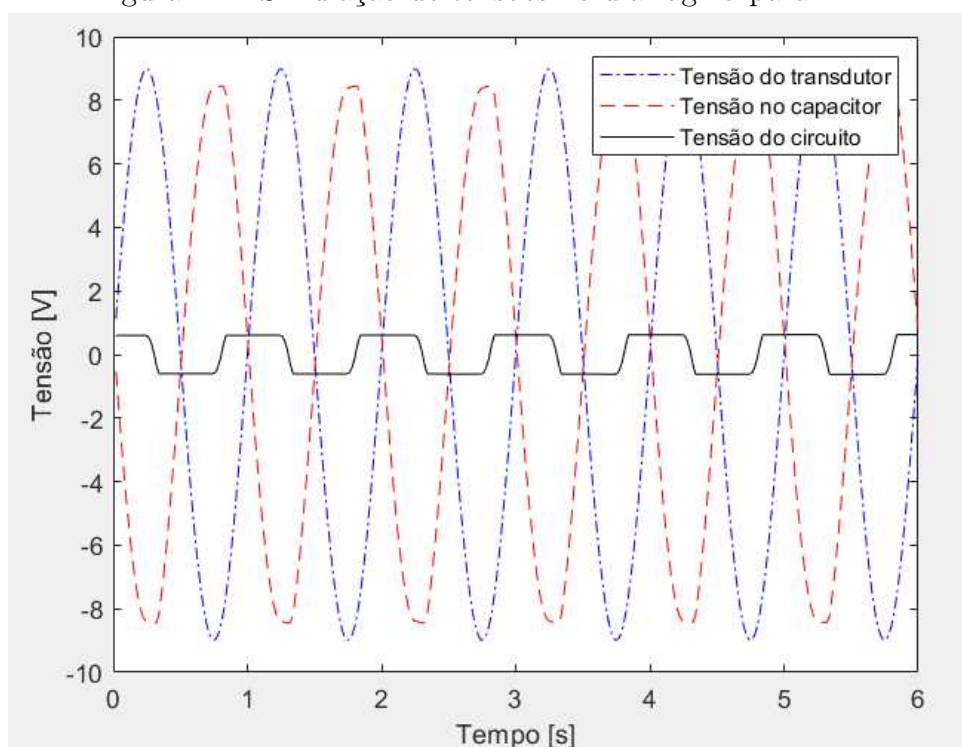
As tensões máximas obtidas na simulação para diferentes frequências podem ser observadas na tabela 4.

Figura 10 – Simulação de tensões no polímero para 3 Hz.



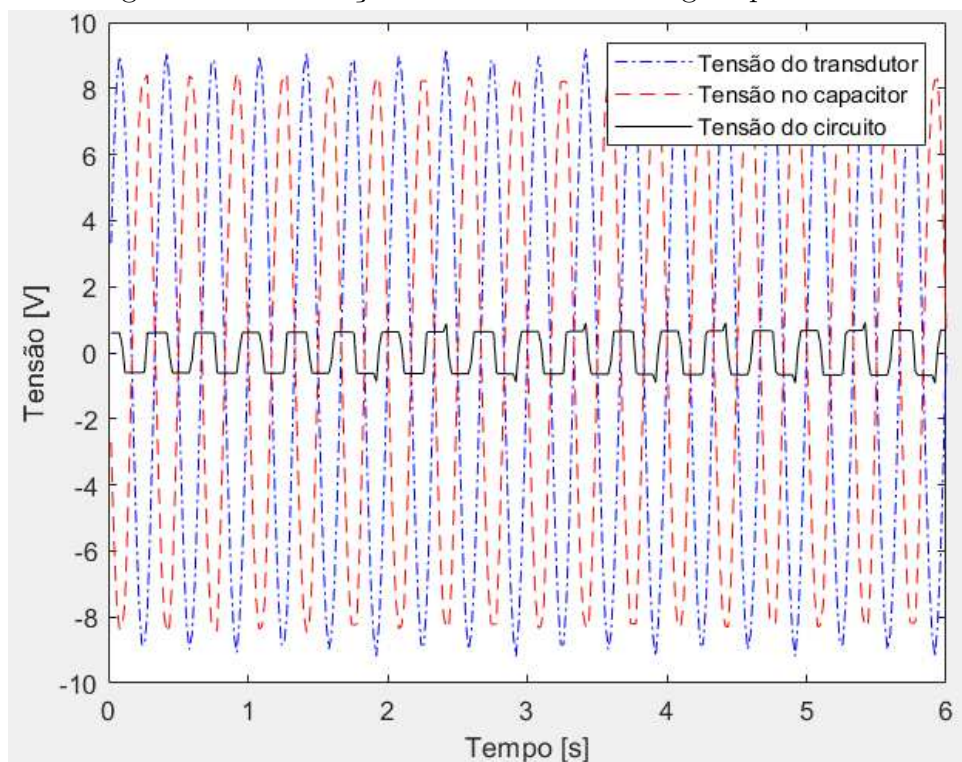
Fonte: Autoria própria, 2019

Figura 11 – Simulação de tensões no diafragma para 1 Hz.



Fonte: Autoria própria, 2019

Figura 12 – Simulação de tensões no diafragma para 3 Hz.



Fonte: Autoria própria, 2019

Tabela 4 – Valores máximos de tensão obtidos em simulação

Transdutor	Frequência [Hz]	Tensão [V]
Polímero piezoelétrico	1	0,2771
Polímero piezoelétrico	3	0,6606
Diafragma piezoelétrico	1	1,1073
Diafragma piezoelétrico	3	2,2123

Fonte: Autoria própria, 2019

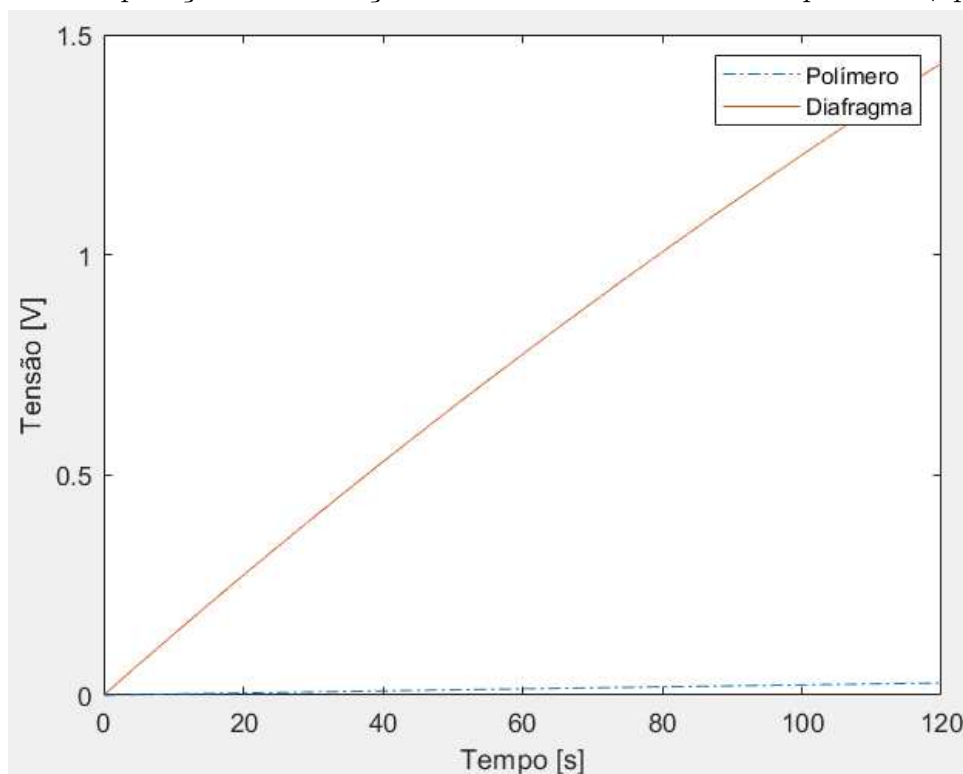
4.5 Aquisição e análise de dados

4.5.1 Aquisição de dados

Os dados foram coletados experimentalmente, após a implementação do circuito, com o auxílio do osciloscópio TDS 1001B.

O intuito da coleta foi o de se observar o funcionamento do circuito, permitindo a análise da produção de energia pelo transdutor piezoelétrico, o consumo requisitado pelo restante do circuito e se comparar os dois valores.

A coleta de tensão no circuito foi realizada diretamente com o uso do osciloscópio, enquanto que os valores de corrente foram medidos de maneira indireta, utilizando um resistor *shunt* de $0,1 \Omega$ para gerar uma queda de tensão proporcional a corrente atuante

Figura 13 – Comparação da simulação do acúmulo de tensão no capacitor C_r para 3 Hz.

Fonte: Autoria própria, 2019

nele.

A relação entre tensão, resistência e corrente pode ser obtida se utilizando a equação (9). Desta forma as medições de corrente serão dadas em níveis de tensão e convertidas ao se dividir os valores coletados pelo valor nominal da resistência.

$$I = \frac{V}{R} [A] \quad (9)$$

Os valores de tensão e corrente aferidos serão utilizados para o cálculo das potência médias de entrada e saída, além da eficiência dos componentes.

Considerando que o osciloscópio funciona capturando pontos discretos das medidas, a potência média a ser calculada irá se utilizar da forma discreta da relação, podendo esta ser observada na equação (10). Considerando que a tensão e corrente são independentes, podemos compreender a relação da potência média como sendo a multiplicação das médias da tensão e corrente para um número determinado e finito de amostragens.

$$P = \frac{1}{n} \sum_{n=1}^n V(n) * I(n) [W] \quad (10)$$

Já a eficiência pode ser definida como sendo uma quantificação numérica percentual da relação entre a potência consumida na entrada de um processo e a entregue pelo mesmo, sendo esta relação sempre inferior a 100 % e equacionada por (11).

$$\eta = \frac{P_{saída}}{P_{entrada}} * 100 \quad (11)$$

4.5.2 Análise dos dados coletados

A coleta de dados foi realizada utilizando o circuito presente na figura 14. As medições de corrente foram feitas através da aquisição da queda de tensão sobre os resistores *Shunt* utilizando o osciloscópio.

Na figura 14 as marcações numeradas contem as estruturas do circuito listadas abaixo.

1. Transdutor piezoelétrico e conector,
2. Retificador ponte completa,
3. Circuito de controle de carga da bateria,
4. Fios para conectar micro controlador,
5. Cobversor *Buck*,
6. Saída do circuito para ser conectada a carga,
7. Chave manual para descarga de capacitor e
8. Conector para a bateria.

Com o intuito de excitar o circuito de maneira controlada, foi utilizado um método composto de se liberar um peso de uma altura específica sobre o transdutor semi fixado sobre uma superfície rígida, causando a deformação do mesmo. Neste ponto vale a ressalva que cada tipo de transdutor apresenta uma composição, devendo o peso e a altura serem modificados de acordo com as características construtivas e das observações durante o experimento realizado.

4.5.2.1 Tensão gerada pelos transdutores

A primeira medição realizada foram tesões e correntes desenvolvidas pelos transdutores quando conectados no circuito.

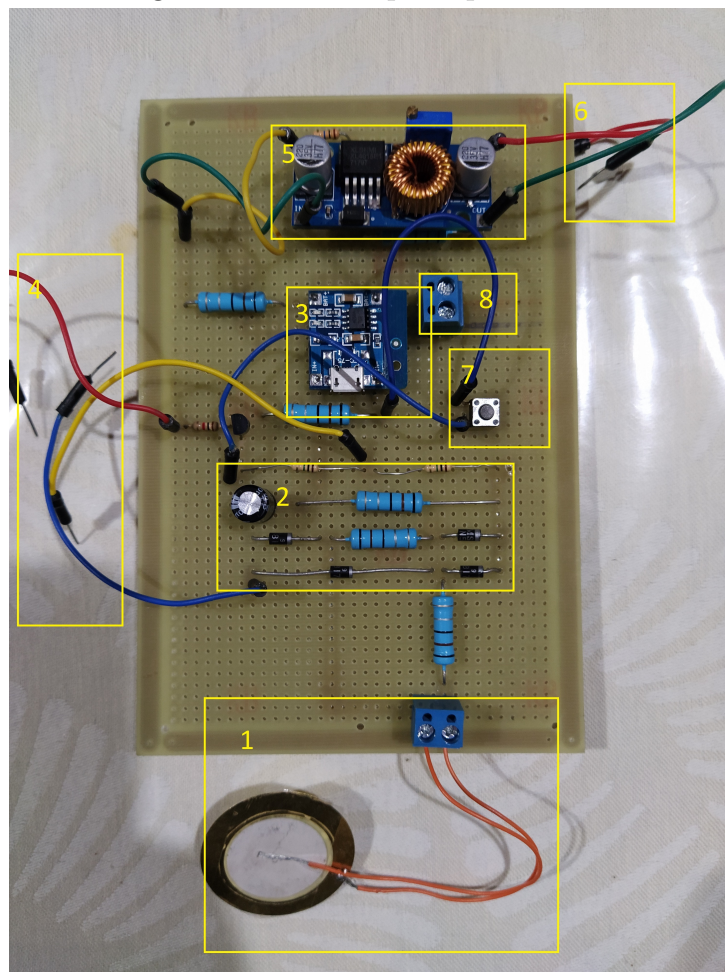
No caso do transdutor de polímero piezoelétrico não foi possível mensurar tensão ou corrente para a montagem realizada, muito menos o acúmulo de carga no capacitor, o que vai de encontro com os dados da simulação, pois o filtro passa alta bloquearia toda a tensão gerada pela conversão da fonte mecânica.

Por este motivo, as demais medidas com a utilização deste transdutor não foram realizadas.

Já com a utilização do diafragma, foi possível medir a tensão e verificar a média da corrente para diversas etapas do circuito, após o capacitor C_r pois as correntes anteriores a ele não foram capturadas pelo osciloscópio.

A tensão de entrada gerada pelo diafragma está representada na figura 15 tem valor máximo de 1,26 V, valor condizente ao obtido na simulação para uma frequência de

Figura 14 – Protótipo implementado



Fonte: Autoria própria, 2019

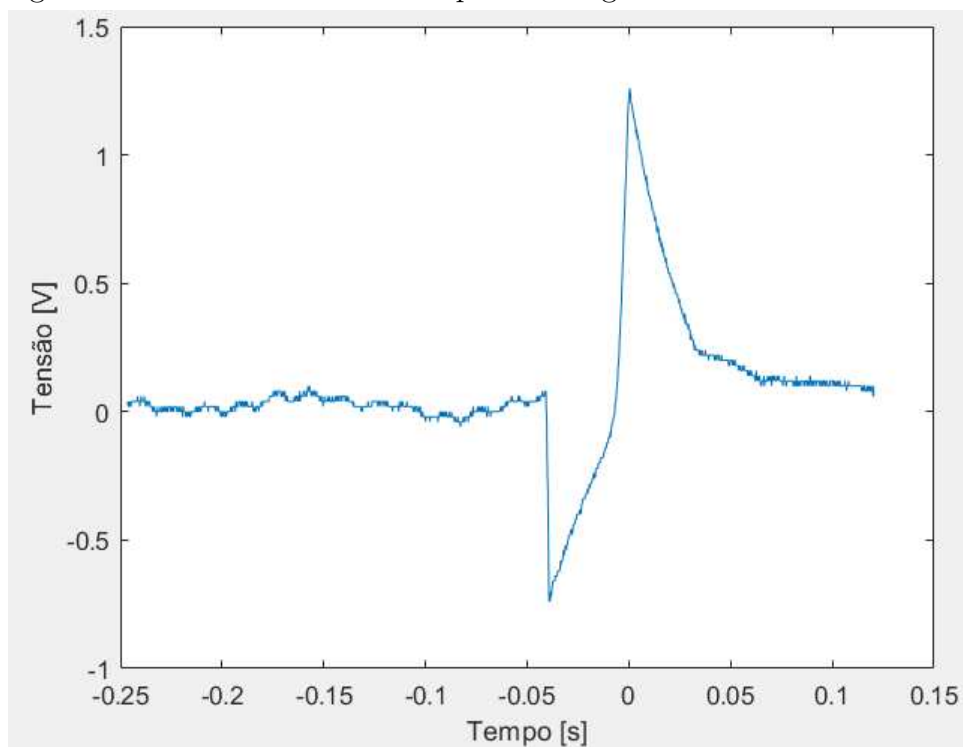
1 Hz, também adotada nesta medição.

4.5.2.2 Carga do capacitor

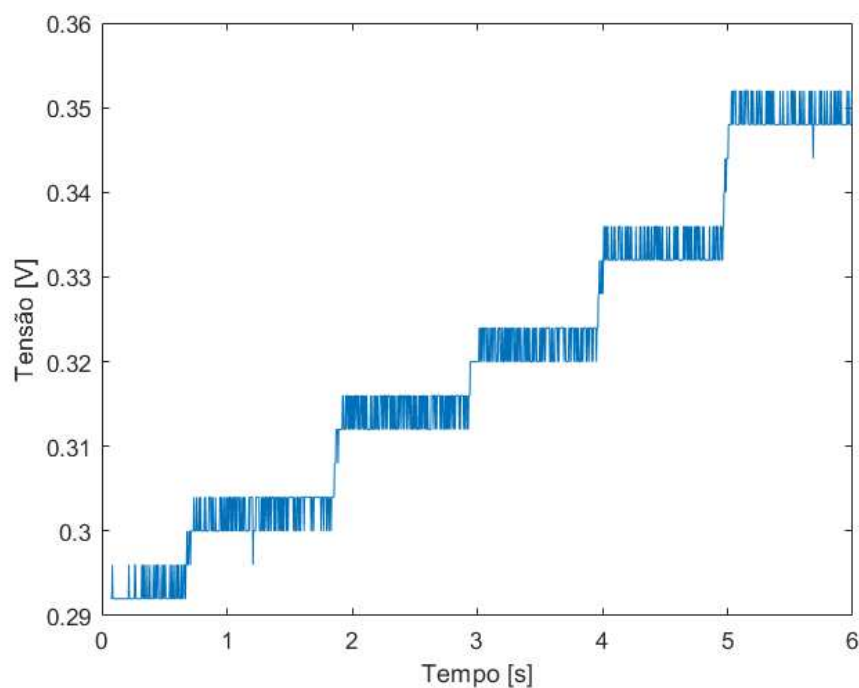
Após a etapa de retificação, foi possível mensurar o aumento na tensão do capacitor, considerando uma frequência da fonte mecânica como 1 Hz , estando exposto na figura 16. A partir desta figura, é possível calcular o tempo aproximado necessário para se atingir os níveis de funcionamento definidos anteriormente.

Considerando o incremento de em média de 11,2 mV por ciclo, e considerando que cada ciclo se compõe de 1 segundo, os valores necessários de tempo para atingir os limites já estabelecidos de funcionamento estão presentes na tabela 5. A carga do capacitor de 0 a 4,5 V será realizada uma única vez necessitando de 402 segundos. Após a carga inicial o capacitor trabalhará apenas com cargas e descargas parciais fazendo com que sua tensão oscile entre 4,5 e 6 V de tensão. O tempo para a carga parcial do capacitor está na tabela 5 no valor de variação.

Figura 15 – Tensão desenvolvida pelo diafragma alimentando o circuito.



Fonte: Autoria própria, 2019

Figura 16 – Aumento na tensão no capacitor C_r .

Fonte: Autoria própria, 2019

O valor da variação acrescido do tempo de descarga do capacitor resulta no tempo entre os ciclos de transferência de energia para a bateria.

Tabela 5 – Valores calculados de tempo para atingir níveis de tensão de funcionamento no capacitor

Tensão	Tempo	Unidade
4,5 V	402	s
6,0 V	536	s
Variação	134	s

Fonte: Autoria própria, 2019

4.5.2.3 Descarga do capacitor

Observando a composição do circuito, a descarga do capacitor será dada quando o limite superior de tensão de funcionamento do circuito for atingido, conectando a referência entre as duas partes do circuito pelo transistor NPN. Como o intuito de evitar alterar as medidas com a injeção de corrente no circuito pela ativação do transistor, foram realizadas medidas utilizando uma chave física.

As medidas de tensão estão disponíveis na figura 17 e mais uma vez não foi possível observar a forma de onda da corrente, mas foi possível determinar o seu valor médio como sendo 1,55 mA.

Devido a ativação manual do circuito, a variação de tensão ocorreu entre 5,92 e 3,92 V, sendo o segundo valor similar a tensão mínima de funcionamento do CI TP4056, ou seja, seu funcionamento cessou, funcionando como uma chave automática para a descarga.

Utilizando a equação (10), pode-se calcular a potência transmitida para o período amostrado, sendo os valores utilizados e obtidos presentes na tabela 6.

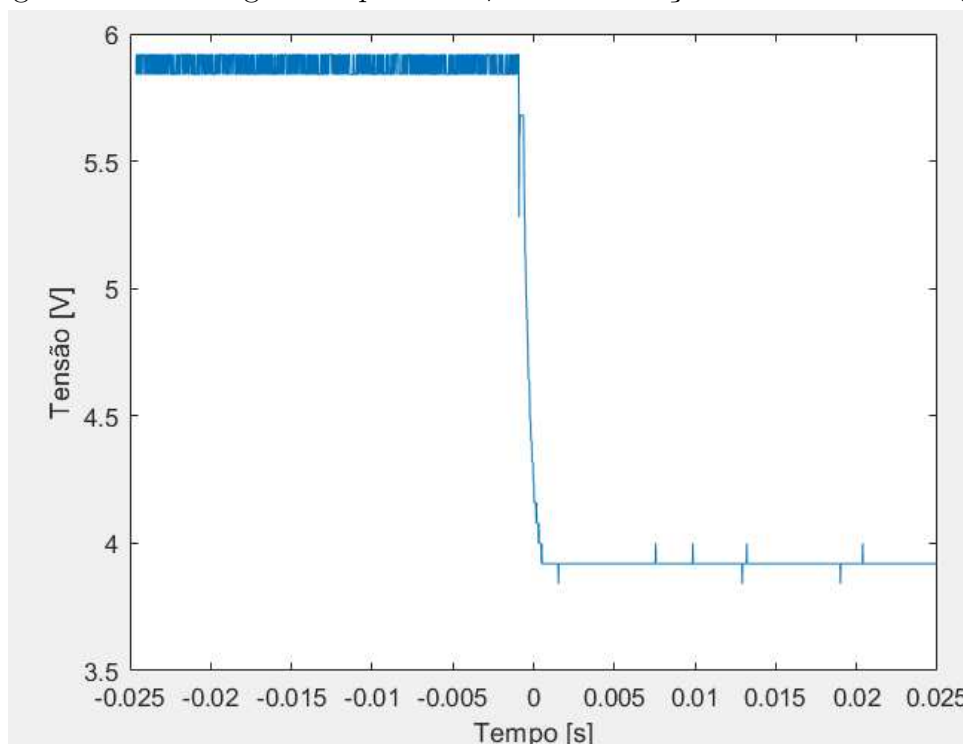
Tabela 6 – Valores médios da descarga do capacitor

Medida	Valor	Unidade
Corrente média	1,55	mA
Tensão média	4,69	V
Potência média	7,3	mW
Tempo de condução	1,6	ms

Fonte: Autoria própria, 2019

4.5.2.4 Eficiência do controle de armazenamento de energia

Como este circuito se encontra com sua saída conectada à bateria e ao conversor *Buck*, a aquisição das medidas para o cálculo da eficiência se torna impossível, pois a

Figura 17 – Descarga do capacitor C_r com o ativação manual de descarga.

Fonte: Autoria própria, 2019

corrente liberada pelo mesmo se soma a drenada da bateria pelo conversor.

Para a realização das medidas, o circuito de controle em conjunto com o conversor e a carga foram separados do restante do protótipo e foram aplicadas diferentes níveis de tensão em sua entrada de forma a calcular a sua eficiência.

As tensões aplicadas, valores médios de corrente de entrada, assim como a potência média de entrada estão relacionados na tabela 7.

Tabela 7 – Valores para cálculo da potência de entrada no circuito de controle de armazenamento de energia

Tensão	Corrente média	Potência média
4,6 V	8,5 mA	39,1 mW
5,6 V	8,2 mA	45,9 mW
6,0 V	8,2 mA	49,2 mW

Fonte: Autoria própria, 2019

A potência desenvolvida na saída do circuito de controle está relacionada aos valores de tensão e corrente médios e relacionados na tabela 8.

Desta forma, utilizando a relação 11, temos os resultados da eficiência para cada nível de tensão na tabela 9, sendo que o menor valor será utilizado para aproximar a

Tabela 8 – Valores para cálculo da potência desenvolvida pelo circuito de controle de armazenamento de energia

Tensão	Corrente média	Potência média
4,0 V	5,5 mA	22 mW
4,0 V	5,8 mA	23,2 mW
4,1 V	5,9 mA	24,2 mW

Fonte: Aatoria própria, 2019

quantidade de energia transferida para a bateria, ou seja, 49,2 % da potência liberada pelo capacitor é transferida para a bateria, resultando em 3,59 mW.

Tabela 9 – Eficiência do circuito de controle de armazenamento de energia para diferentes tensões

Tensão	Potência de entrada	Potência de saída	Eficiência
4,6 V	39,1 mW	22 mW	56,3 %
5,6 V	45,9 mW	23,2 mW	50,5 %
6,0 V	49,2 mW	24,2 mW	49,2 %

Fonte: Aatoria própria, 2019

4.5.2.5 Eficiência do conversor *Buck*

Para o cálculo da eficiência do conversor *Buck*, a bateria será inserida no conjunto, pois somente a energia provinda do capacitor não é suficiente para ativar a saída do circuito.

Uma vez inserida a bateria, sabendo que a tensão de saída do conversor foi configurada para 2,77 V, de forma a ser condizente da tensão da pilha utilizada nos MCI, e que a carga inserida na saída do conversor é um resistor de 1 M Ω , pode-se calcular a potência disponibilizada pelo circuito ao utilizar em conjunto as equações 10 e 9, resultando no valor de 7,6 μ W.

Os valores medidos de tensão e corrente drenada da bateria, assim como a potência média absorvida, potência fornecida e eficiência está relacionada na tabela 10.

4.6 Análise do funcionamento do circuito

Considerando o funcionamento do circuito em uma fonte mecânica de 1 Hz, foi observado que a etapa de conversão da energia mecânica em elétrica, retificação, acúmulo no capacitor e descarga pode gerar 7,3 mW a cada 134 segundos por 1,6 ms, ou seja, a energia transferida por segundo é de 0,087 μ W.

Tabela 10 – Valores medidos e calculados para definição da potência no conversor *Buck*

Medida	Valor	Unidade
Tensão de entrada	3,8	V
Corrente média de entrada	8,9	mA
Potência média de entrada	33,8	mW
Potência média de saída	7,6	μ W
Eficiência	0,02	%

Fonte: Aatoria própria, 2019

Considerando a potência de entrada consumida pelo MCI como sendo $7,6 \mu\text{W}$, temos que a energia produzida no elemento piezoelétrico, retificada e armazenada no capacitor supriria pouco mais de 1 % das necessidade da demanda energética do MCI.

Contudo, pela necessidade de utilização do circuito de controle de carga e do conversor *Buck* a disponibilidade de energia para o restante do circuito diminui para menos da metade e o consumo de energia drenada da bateria aumenta devido as perdas e baixa eficiência do conversor adotado, tornado o protótipo, como proposto e desenvolvido, insustentável ao exigir mais energia para seu funcionamento do que é capaz de produzir.

5 CONCLUSÃO

5.1 Considerações finais

Após a implementação, medição e análise do funcionamento do circuito foi concluído que a topologia proposta é funcional, pois foi possível a transformação de energia mecânica em elétrica, sua retificação e acúmulo.

Contudo, a finalidade para a qual esta topologia foi desenvolvida não obteve resultados positivos, tendo em vista que a quantidade de energia gerada era inferior a quantidade de energia requisitada da bateria para entregar a mesma potência na carga.

Entre os diversos motivos que levaram ao resultado obtido para a aplicação, o insucesso pode ser atribuído ao tipo de transdutor utilizado e as baixas eficiências encontradas nos circuitos de controle de armazenamento de energia e do conversor *Buck*.

Com a alteração do tipo de elemento piezoelétrico utilizado para um PZT, seria possível aumentar a conversão de energia mecânica em elétrica e por consequência levando a diminuição no tempo necessário para a carga do capacitor, causando uma maior disponibilidade de energia em uma mesma quantidade de tempo.

Da mesma forma que a mudança no tipo de transdutor, a mudança da etapa de controle de armazenamento por uma com uma maior eficiência acarretaria em um aumento na disponibilidade de energia para a recarga da bateria, aumentando assim a parcela de energia requisitada suprida pela etapa de geração.

Por fim, a mudança do conversor *Buck* utilizado por um com maior eficiência na conversão de níveis de tensão acarretaria na diminuição na requisição de energia da bateria, aumentando o tempo que a mesma pode suprir o circuito, além de permitir que a etapa de geração de energia supra maior porcentagem do total de energia requisitada.

5.2 Sugestão para trabalhos futuros

A partir da fundamentação teórica e das observações realizadas durante a implementação do protótipo, é apresentado a seguir sugestões de trabalhos futuros em relação a pontos de deficiência encontrados no experimento e que levariam a grandes impactos positivos no funcionamento da solução proposta.

- Análise e comparação de transdutores piezoelétricos como geradores excitados com frequências de até 3 Hz.
 - Apontar o transdutor piezoelétrico que melhor se enquadra para o uso como gerador tendo o coração humano como fonte mecânica.
- Estudo de diferentes topologias e componentes para a retificação de um sinal de

baixa frequência e potência.

- Apontar a topologia e componentes que apresentam a melhor capacidade de retificar o sinal gerado pelo transdutor de tal forma a aumentar a disponibilidade de energia para o restante do gerador piezoelétrico.
- Estudo em recarga de baterias de íon lítio e desenvolvimento de circuito de recarga com baixo consumo e elevada eficiência para condições de regime intermitente de energia.
 - Desenvolver um circuito de recarga para disponibilizar a maior quantidade de energia para a bateria de íon lítio levando em consideração o caráter de funcionamento do restante do circuito e a propriedades físicas da bateria.
- Estudo e definição de método com alta eficiência energética para abaixar tensão de bateria para alimentar carga de baixa potência.
 - Diminuir o consumo de energia na etapa de adaptação de níveis de tensão, acarretando uma maior autonomia do circuito.
- Miniaturização do gerador piezoelétrico
 - Diminuir das dimensões físicas do projeto para permitir sua implantação no corpo humano sem grande impacto.

Referências

- ABIRI, P. et al. Inductively powered wireless pacing via a miniature pacemaker and remote stimulation control system. 2017. Citado na página 35.
- ALRASHDAN, M. H. S.; HAMZAH, A. A.; MAJLIS, B. Design and optimization of cantilever based piezoelectric micro power generator for cardiac pacemaker. **Microsystem Technologies**, Springer Nature, v. 21, n. 8, p. 1607–1617, oct 2014. Citado 2 vezes nas páginas 16 e 17.
- BRANCO, P. de M. Sistemas cristalinos. **Serviço Geológico do Brasil, CPRM**, <http://www.cprm.gov.br/publique/Redes-Institucionais/Rede-de-Bibliotecas—Rede-Ametista/Sistemas-Cristalinos-1279.html>, Ago 2014. Citado na página 22.
- DANILUK, K.; NIEWIADOMSKASZYNKIEWICZ, E. Energy-efficient security in implantable medical devices. **Proceedings of the Federated Conference on Computer Science and Information Systems**, p. 773–778, set. 2012. Citado na página 16.
- DAS, R.; YOO, H. Biotelemetry and wireless powering for leadless pacemaker systems. **IEEE Microwave and Wireless Components Letters**, Institute of Electrical and Electronics Engineers (IEEE), v. 25, n. 4, p. 262–264, apr 2015. Citado 2 vezes nas páginas 15 e 16.
- ERICKSON, R. **Fundamentals of power electronics**. Norwell, Mass: Kluwer Academic, 2001. ISBN 0-306-48048-4. Citado na página 32.
- FILHO, M. M. et al. Guidelines for implantable electronic cardiac devices of the brazilian society of cardiology. **Arquivos Brasileiros de Cardiologia**, v. 89(6), p. e210–e238, 2007. Citado na página 15.
- JAFFE, B. **Piezoelectric Ceramics**. Elsevier Science, 2012. (Non-Metallic Solids). ISBN 9780323155687. Disponível em: <https://books.google.com.br/books?id=GJC_MBEM4VMC>. Citado 3 vezes nas páginas 22, 23 e 24.
- LU, B. et al. Ultra-flexible Piezoelectric Devices Integrated with Heart to Harvest the Biomechanical Energy. **Scientific Reports**, v. 5, p. 1–21, 2015. ISSN 20452322. Citado 2 vezes nas páginas 25 e 32.
- MALVINO, A. P. **Electronic Principles**. McGraw-Hill Education, 2015. ISBN 0073373885. Disponível em: <https://www.ebook.de/de/product/24169231/albert_paul_malvino_electronic_principles.html>. Citado na página 27.
- PADILHA, A. **Materiais de engenharia : microestruturas e propriedades**. São Paulo (SP): HEMUS, 2007. ISBN 8528904423. Citado na página 22.
- RÖDIG, T.; SCHÖNECKER, A.; GERLACH, G. A survey on piezoelectric ceramics for generator applications. **Journal of the American Ceramic Society**, v. 93, n. 4, p. 901–912, 2010. ISSN 00027820. Citado 3 vezes nas páginas 25, 26 e 27.
- SAÚDE, O. P.-A. da. **Doenças cardiovasculares**. 2016. Disponível em: <http://www.paho.org/bra/index.php?option=com_content&view=article&id=5253:doencas-cardiovasculares&Itemid=839>. Citado na página 15.

SPECIALTIES, M. **Piezo Film Sensors Technical Manual**. 950 Forge Avenue Norristown, PA 19403, 1999. Citado 2 vezes nas páginas 26 e 32.

VARDAS, P. E.; SIMANTIRAKIS, E. N.; KANOUPAKIS, E. M. New developments in cardiac pacemakers. **Circulation**, Ovid Technologies (Wolters Kluwer Health), v. 127, n. 23, p. 2343–2350, jun 2013. Citado na página 15.

WARD, C.; HENDERSON, S.; METCALFE, N. H. A short history on pacemakers. **International Journal of Cardiology**, Elsevier BV, v. 169, n. 4, p. 244–248, nov 2013. Citado 3 vezes nas páginas 19, 20 e 21.

Apêndices

APÊNDICE A – Programa implementado no micro controlador

```
1  const int lt_sup = 663; // limite superior de tens o
    definido em bin rio
2  const int lt_inf = 438; // limite inferior de tens o
    definido em bin rio
3  unsigned long tempo = 200; // defini o de constante de
    tempo entre amostragens
4  int acumulador = 0; // inicializa o de vari vel para
    leitura de tens o
5
6  void setup() { // comandos dentro deste bloco s o executados
    uma nica vez durante a inicializa o
7
8  Serial.begin(9600); // in cio de conex o para a
    transmiss o
9  pinMode(2,OUTPUT); // define o pino digital 2 como uma sa da
10 digitalWrite(2,LOW); // desliga sa da que habilita descarga
    do capacitor
11
12 }
13
14 void loop() { // Comandos dentro deste bloco s o executados
    indefinidamente
15
16     acumulador = analogRead(A7); // realiza a leitura do valor
    de tens o no capacitor
17     if(acumulador>=lt_sup){ // compara valor medido com limite
    superior e caso seja maior ou igual:
18         digitalWrite(2,HIGH); // habilita a descarga do capacitor
19         tempo = 20; // aumenta a frequ ncia de amostragem
20     }
21     if(acumulador<= lt_inf){ // compara valor medido e limite
    inferior, caso seja menor ou igual:
22         digitalWrite(2,LOW); // desabilita descarga do capacitor
23         tempo = 200; // diminui a frequ ncia de amostragem
24     }
```

```
25
26   Serial.println(acumulador); // transmite valor medido
27   delay(tempo); // cria tempo entre amostragens
28 }
```